

目 次

Synopsis	1
1. 序論	4
1.1 研究の背景	4
1.1.1 表面筋電図による筋疲労評価	5
a. 筋電図 (Electromyography; EMG) の概要	5
b. 筋疲労過程における SEMG の特徴	6
c. 現状の問題点	7
1.1.2 反射法を用いた脊髄運動細胞の興奮性から観た痙縮 の客観的評価	8
a. 痙縮の概要	8
b. H-reflex の概要	10
c. 現状の問題点	10
1.2 本論文の構成	12
2. 関連する数学的知識	13
2.1 フーリエ変換	13
2.2 短時間フーリエ変換	14
2.3 自己回帰モデル	15
2.3.1 自己相関	15
2.3.2 相互相関	15
2.3.3 パワースペクトル	16
2.3.4 LSI システムの応答	16
2.3.5 LSI フィルター	17
2.3.6 Z 変換	18
2.3.7 自己回帰移動平均過程	19
2.4 ウェーブレット変換	20

3. SEMG の自己回帰パワースペクトル解析による筋疲労評価のリハビリテーション領域への応用	23
3.1 目的	23
3.2 方法	25
3.2.1 被験者	25
3.2.2 実験手順	25
3.2.3 疲労課題	26
3.2.4 SEMG の計測	26
3.2.5 解析方法	26
3.3 結果	28
3.3.1 筋出力	28
3.3.2 筋疲労	28
3.4 考察	31
3.5 結論	33
4. 連続ウェーブレット変換による動的筋収縮時における筋疲労評価	34
4.1 目的	34
4.2 方法	36
4.2.1 被験者	36
4.2.2 疲労課題	36
4.2.3 SEMG の計測	37
4.2.4 データ解析	37
4.3 結果	40
4.4 考察	42
4.5 結論	44
5. H-reflex 法における新指標による脳卒中片麻痺患者の痙縮評価	45
5.1 目的	45
5.2 H 反射法における新指標の概要	47
5.3 方法	49

5.3.1 被験者	49
5.3.2 実験方法	50
a. 実験手順	50
b. H 反射法及び M 波の計測	50
c. データ解析	50
5.4 結果	51
5.5 考察	54
5.6 結論	56
6. 総括及び今後の課題	57
文献	59
記号一覧	64
省略語一覧	66
謝辞	67
研究発表	68

Studies of the evaluation methods on rehabilitation area based on signal processing of electromyography

Synopsis

This thesis deals with evaluation methods on rehabilitation area based on signal processing of electromyography. Objective evaluation methods on rehabilitation area are indispensable for effective execution of rehabilitation and measuring effects of the rehabilitation. Surface electromyographies (SEMGs) have been used as one of objective measurements of human muscle states. However, lots of problems have been left about the analysis method of the SEMGs .

In this thesis, I have proposed new analysis methods for evaluating muscle fatigue and spasticity based on SEMGs signal processing on rehabilitation area.

The first method is an evaluation method of muscle fatigue during isometric contractions based on power spectrum of SEMGs. As the first experiment, I examined effects of the elbow joint posture on elbow flexor fatigability and strength during isometric contraction. Nine healthy subjects participated in the test. The subjects were seated on a chair with the shoulder joint being zero , and the shoulders, pelvis, thigh were immobilized by the straps. The elbow joint posture was positioned at 30° , 60° , 90° and 120° of elbow flexions respectively. Firstly, the subjects produced maximal elbow flexion as a maximum voluntary contraction (MVC) in each elbow joint posture. An myodynamometer was used to measure muscular strength. Secondly, the subjects performed 50% MVC effort for over 60 seconds with visual feedback. The SEMGs of the biceps brachii and brachioradialis muscles was recorded. The muscle fatigue was characterized by a median power frequency (MDPF) calculated from the power spectrum of the SEMGs based on autoregression models. MDPF were calculated for each section, then 60 seconds was divided into six sections and one of them was

consisted of a 10-seconds duration. The present test reveals following facts. 1)the elbow joint posture requiring the maximum strength is 90° , 2) MDPF decreased according with time in both muscles, and the rate of reduction tended to increase with flex angle. These facts suggested that the elbow joint posture at the maximum muscular strength differed from one which did not cause muscle fatigue easily. When a therapist determines training posture, this point must be taken into consideration.

Up to now, the signal of the SEMGs is required for frequency analysis and the fast Fourier transform (FFT) has been applied to it. Most of researches using frequency analysis are examinations during isometric contraction.

The second method is an evaluation method of muscle fatigue during an arm curl task based on the continuous wavelet transform (CWT) of the SEMGs. Eleven healthy male volunteers performed arm curls task with a 5 kg dumbbell until exhaustion. Six SEMGs of one-second duration were recorded from the biceps brachii muscle per person at 5, 10,15,20,25 and 30 trials of the task. Data corresponding to the power spectrum were calculated from the expansion coefficients of the CWT. Instantaneous mean frequency (IMF), median frequency (IMDF), and proportion of high-frequency components were extracted from the data. The analysis showed that the IMF and the IMDF were significantly shifted towards lower frequency, and that the proportion of high-frequency components was significantly decreased.

The third method is an evaluation method of spasticity in the hemiplegic paralysis. Spasticity is an important problem in rehabilitation and is characterized by hyperactivity of the stretch reflex, the expectation gathered in H-reflex. Up to now, few indexes are pointed out about spasticity. However, parameters which discriminate spastic patients from unimpaired subjects even in motoneuron pool excitability are not clear. The ratio of Hslp to Mslp (Hslp/Mslp) is proposed as a new index of spasticity. The new index is compared with conventional indexes evoked SEMGs of 15 hemiplegic

patients with spasticity. The relation between the Brunnstrom Stages and the Hslp/Mslp is also examined. The subjects were instructed to relax on an immobile pedal. After the soleus H-reflex and M response on one side were recorded, the same experimental procedures were carried out on other side. Recruitment curves were calculated from the derived amplitude value of H reflex and M response. H_{max}/M_{max} , H_{th}/M_{th} and H_{slp}/M_{slp} were extracted from the recruitment curves. Comparative studies of the parameters were performed concerning data on both sides of the spastic side and unimpaired side. H_{slp}/M_{slp} had proved to be better indicator than conventional ones of motoneuron pool excitability. It matched better with the bell-shaped pattern of the Brunnstrom stages. Therefore, H_{slp}/M_{slp} is a superior index for evaluating the motoneuron pool excitability of the spastic side of hemiplegic patients.

第 1 章

序論

1.1 研究の背景

根拠に基づいた医療（Evidence based Medicine）が強く叫ばれている今日、リハビリテーションにおいてもその根拠を示すことが強く求められている。

リハビリテーションの効果的な実施やその効果の証明には、客観的指標による評価が不可欠である。しかしながら、リハビリテーションで対象とするような麻痺や筋力低下、種々の運動障害などの客観的評価は、医療技術の進歩が著しい今日であっても、まだ不十分であるといわざるを得ない。そのような中、従来より対象者の身体状態を生理学的に評価する方法として、使われてきたものに表面筋電図がある。表面筋電図は、非侵襲的且つ簡便に骨格筋の活動を評価できることから、生理学、生体工学、リハビリテーション医学、スポーツ科学等幅広い領域でも用いられてきた。また、その解析方法も当初は導出した筋電位をアナログ的にペンレコーダーで書き出し比較するだけだったものが、今日では、科学技術の発展によって、筋電図からより多くの生理学的情報をとりだせるようになってきている。しかしながら、現況の解析方法においてもまだ解決すべき問題が残されているのも事実である。本研究では、筋電信号の新しい解析方法の導入によって、特にリハビリテーション領域において重要である筋疲労(muscle fatigue)及び痙縮（spasticity）の評価法について報告する。

1.1.1. 表面筋電図による筋疲労評価

a. 筋電図 (Electromyography; EMG) の概要

筋線維は安静状態では、主に細胞膜 (形質膜) が Na^+ 、 K^+ 、 Cl^- イオンの濃度を制御することにより、外部に対して $-70 \sim -90\text{mV}$ 程度の負電位 (静止電位 resting potential) を維持している。一方、神経のインパルスが運動終板にはまり込んでいる神経終末に達するとアセチルコリンがシナプス間隙に放出される。アセチルコリンは、終板膜のアセチルコリン受容体に結合し、その結果として、終板電位と呼ばれる脱分極性の電位変化がおこる。そして、この終板電位が閾値に達すると、終板膜に隣接する筋線維膜の膜電位の極性が一時的に逆転して、瞬時に電位が $+100\text{mV}$ 以上上昇 (脱分極 depolarization) し、刺激の解除とともに再びもとのレベルまでもどる。この電位の急峻な上昇と下降を筋線維 (筋細胞) の活動電位 (action potential) と呼び、これを検出しアンプで増幅記録したものが筋電図である。

筋電図は、電極に針電極を用いる針筋電図 (needle EMG) と、表面電極を用いる表面筋電図 (surface EMG; SEMG) に大別される。針筋電図は、針の先端の限局した部分から活動電位を記録できるため、運動単位の活動を分離して波形を観察することが可能であり、筋やその支配神経の異常の診断等によく用いられている。しかしながら、その反面、針筋電図は生体に針を挿入する為、感染症や痛みを引き起こすリスクもあり、対象となる随意運動も静的なものに限局されてしまう。これに対し、SEMG は、皮膚に貼付した電極から記録するため、電極下にある運動単位から発生した活動電位を加重したものが導出される。したがって、針筋電図のように限局した運動単位の活動評価には不向きではあるが、簡便且つ安全でダイナミックな活動における筋活動時にも記録することができ、様々な動作場面における評価が必要な、リハビリテーション医学やスポーツ領域では、SEMG が多く用いられる傾向にある。

一方、筋電図には、脊髄神経機構の探索の目的で、筋を支配神経している神経を皮膚の上から電氣的に刺激し、それによって誘発される活動電位を記録する誘発筋電図も広く用いられている。誘発筋電図は、主に表面電極を用いて導出され、末梢運動神経伝導

速度の計測やH反射法による脊髄運動細胞の興奮性評価などに用いられている。

b. 筋疲労過程における SEMG の特徴

筋疲労とは、「要求されたある一定の筋力を発揮できなくなること。」と古典的には定義されてきたが、現在では、生科学的及び生理学的な筋疲労過程は筋収縮を開始した直後に始まっているという考えが一般的に受け入れられている。

筋疲労を客観的に評価する方法としては、乳酸や血中酸素飽和度などの生化学的な方法や SEMG、筋音図等 [1] が挙げられるが、中でも非侵襲的で簡便な SEMG による評価が広く用いられている。筋疲労過程における SEMG の特徴として、まず振幅 (amplitude) の増大があげられる。これは、比較的弱い筋収縮レベルで持続的に筋収縮を持続していると、筋疲労に伴って振幅が徐々に増大するというものである [2] この現象は、低収縮時では、動作開始時で動作遂行に充分な一部の運動単位のみが活動しており、疲労の進行による張力発生の低下を補うために、随時新たな運動単位の参加や代が行われているためと解釈されている [3] 一方、最大随意収縮の 80% を越えるような強い収縮では、ほとんどの運動単位が最初から活動に参画していると考えられており、この場合の振幅値は、疲労によって逆に減少することが報告されている [4]

また、1960 年代に入ると、Kogi と Hakamada によって、筋疲労時に SEMG の周波数が低周波域へシフトすることが報告された [5] この報告に関しては、高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform; FFT) の登場と相まって、その後数多くの研究がなされ、パワースペクトルによる平均周波数 (mean power frequency; MPF) や周波数中央値 (median power frequency; MDPF) が低周波へシフトすることが示された [5-7] 筋疲労に伴うこれらの低周波域へのシフトについては、いまだ不明な点が多いが、活動する運動単位の同期化や伝導速度の低下が影響しているとの報告がある [8]

c. 現状の問題点

SEMG の周波数解析で、これまでよく用いられてきた高速フーリエ変換 (fast Fourier transform ; FFT) では、信号の定常性が前提となる。しかし、SEMG の変化が比較的一定している等尺性収縮 (isometric contraction) の場合であっても、最大随意収縮 (maximum voluntary contraction; MVC) の 20 ~ 30% 以下では、定常性があると見なすことが可能であっても、MVC の 50% 以上での筋収縮では、SEMG の変化が激しく非定常信号と見なすべきとの報告もあり [9] 動的運動時の SEMG への適応も含め、FFT 適応の限界が指摘されている [10-12]。そのため、これまで行われてきた SEMG による筋疲労研究は、そのほとんどが静的な筋収縮である等尺性収縮を対象としたものであり、リハビリテーションやスポーツにおける様々な動的運動時の筋疲労の動態を、SEMG の解析値によって評価するためには、非定常波形の分解能に優れた方法を採用する必要がある。

以上のようなことから、動的運動時の筋疲労の動態を解析できる新たな解析方法が求められている。

1.1.2 H 反射法を用いた脊髄運動細胞の興奮性から見た痙縮の客観的評価

a. 痙縮の概要

脳卒中や脊髄損傷、変性疾患などによって上位運動ニューロンが障害された時に、生じる痙縮（spasticity）は、パーキンソン病などにおいて生じる固縮（rigidity）とともに、筋緊張亢進状態（hypertonia）として分類されている。両者の特徴として、固縮は筋伸張に対する反応として（tonic）で伸張の長さに依存した抵抗を示すのに対して、痙縮は相動性（phasic）で伸張の速さに依存した抵抗（velocity dependent）を示す。また、痙縮が高度の場合には、クローヌスや折りたたみナイフ現象を呈する。痙縮は、図 1.1 に示すように残存する随意運動を障害し、歩行や姿勢保持を困難にするばかりでなく、痙縮がもたらす不動（immobilization）が 2 次的に拘縮や変形の原因となったり、場合によっては疼痛などの自覚症状を引き起こすこともある。したがって、痙縮のコントロールは中枢性疾患における痙性麻痺に対するリハビリテーション医療において重要な課題であり、その治療やその効果の検討においては、痙縮の客観的評価が重要となる。しかしながら、痙縮の客観的評価の方法として、これまで、他動的に関節を動かした際の抵抗感を評価者がレベル分けする方法や [13]、他動運動時の関節トルクを計測する方法 [14,15] などがあるものの、いまだ確立されていないのが現状である。

一方、神経生理学領域において痙縮は、伸張の速さに依存した伸張反射の異常亢進状態と定義されるため、伸張反射回路の活動状態を評価できる H 反射法に期待が寄せられ、数多く研究がなされてきている。



A. 足関節の著明な痙縮の為、立位が困難になっている症例(脳卒中片麻痺患者)



B. 痙縮により尖足を呈し、歩行時に踵接地が困難な症例(脳卒中片麻痺患者)

図 1.1 痙縮の臨床像

Fig1.1 clinical picture of spasticity

b. H-reflex 法の概要

H反射とは、末梢神経を経皮的に電気刺激した際に、低域値の Ia 線維が興奮することによって、その同名筋に生じる単シナプス反射のことであり、ヒトにおける脊髄運動細胞プール興奮性の評価に用いられている。末梢神経の刺激強度を順次増大していくと、神経幹に含まれる神経線維の中で最も低閾値である筋紡錘由来の Ia 線維がまず興奮し、その筋紡錘を含む筋を支配している脊髄運動細胞プール内の脊髄運動細胞に単シナプス結合している Ia シナプスを介して、順次脊髄運動細胞が興奮してく。興奮した脊髄運動細胞は発生した活動電位を運動神経を介して支配筋線維へ伝え、筋線維が収縮し、刺激後潜時約 33ms 前後で筋電位、すなわち H 反射が生じる。刺激強度がさらに増加するにしたがい遠心性の運動線維が興奮閾値に達し、活動電位を発生し、筋に伝えられて約 5ms の短潜時でM波が生じる。M波の増大に伴いH反射の振幅は減少し、ついには消失しM波は最大値に達する。この刺激増大に伴うH反射とM波の振幅変化の経過を横軸に刺激強度、縦軸に振幅値として表したものをリクルートメントカーブといい、これによりH反射やM波の最大値や閾値の関係をみることができ、伸張反射回路の興奮状態、すなわち脊髄運動細胞プール興奮性の評価に用いられている [16]

c. 現状の問題

痙縮は、神経生理学的には相動性伸張反射の異常亢進状態として定義されるため、実験的に伸張反射回路の検索を行うH反射法に期待が寄せられ、H反射法を用いて安静時における痙縮患者と健常者の脊髄運動細胞プール興奮性を比較した研究が数多くなされてきた [17-21]。しかしながら、両者の間に必ずしも統計学的な有意差は認められるとは、言えない現状がある。本来、伸張反射回路の亢進が認められるのであれば、当然H反射法によっても、両者の間に明確な差異が示されてしかるべきであるが、必ずしもその差が示されていない原因の一つとして、H反射法における脊髄運動細胞プール興奮性を示す指標自体に、問題があることが考えられる。これまで脊髄運動細胞プールの興奮性の評価に使用されてきた指標としては、M波の最大値に対するH反射の最大値の

比 (H_{max}/M_{max})、M波の閾値 (threshold) に対するH反射の閾値の比 (H_{th}/M_{th})、H反射回復曲線の3つが挙げられる。最大M波は、ある筋の脊髄運動細胞プールを構成する脊髄運動細胞の軸索である運動線維のすべてが刺激されることを意味し、これはプール内の脊髄運動細胞の全てが発火した場合の筋電位に相当することになる。したがって、この値に対する最大H反射の比率である H_{max}/M_{max} は、脊髄運動細胞プール内において Ia 入力によって反射性に発火する全ての脊髄運動細胞の割合を示すことになる。しかし、M波の発生に伴って、活動電位が運動線維上を逆行性に伝導し、順行性に伝導してくるH反射のための活動電位と衝突することで、閉塞現象が生じることから、見かけ上の H_{max} が必ずしも Ia 入力によって反射性に発火する全ての脊髄運動細胞を示しているとは限らないことになる。また、 H_{th}/M_{th} に関しては、脊髄運動細胞の興奮性が高まっていれば当然弱い刺激でもH反射が出現しやすくなるため興奮性を表す指標として用いられて来たが、最近では、興奮の指標としての感受性の低さが指摘されている [18,22]。一方、H反射回復曲線は、1発目の Ia 線維の選択的刺激を条件刺激として、脊髄運動細胞プール興奮性に対する影響を、2発目の試験刺激によって誘発されるH反射の振幅変化としてタイムコース上に表したものであり、痙縮患者に対しても盛んに用いられてきた、しかしこの回復曲線を、M波を少し出現する状態で検討すると、刺激間隔が 250msec 以下では、H反射の変化にともなうM波も平行に変化することから、脊髄運動細胞プールの興奮性のみならず、末梢性の変化も含んでいることが指摘されている [23]。このように、H反射を用いた脊髄運動細胞プール興奮性の評価については、指標の問題点が指摘されている状態にあり、これらに変わる新しい指標の確立が待たれている。

1.2 本論文の構成

序論での研究の背景に次いで、第 2 章で本研究に関連する数学的処理であるフーリエ変換、短時間フーリエ変換、自己回帰モデル、ウェーブレット変換について論じる。

第 3 章では、筋電信号の自己回帰パワースペクトル解析を等尺性収縮時における筋疲労評価のリハビリテーション領域へ応用し、肘関節の屈曲角度が肘関節屈筋群の筋出力と筋疲労について及ぼす影響について検討内容について論じる。

第 4 章では、動的筋収縮時の SEMG をウェーブレット変換で解析し、動的運動時の筋疲労評価における連続ウェーブレット変換の有用性について検討した内容について論じる。

第 5 章では、H 反射法における新指標による安静時脊髄運動細胞の興奮性の観点からの、脳卒中片麻痺患者の痙縮評価について論じる。

第 6 章では、全体の総括及び今後の課題について論じる。

第 2 章

関連する数学的知識

2.1 フーリエ変換

時間領域で $f(t)$ と表される信号が、周波数領域で周波数 ω を変数とする関数 $F(\omega)$ によって表現されるとき、 $f(t)$ と $F(\omega)$ は次の式で関係づけられる。

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (2.1.1)$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.1.2)$$

$F(\omega)$ を $f(t)$ のフーリエ積分あるいは、フーリエ変換 (Fourier transform) という。
また、 $F(\omega)$ から $f(t)$ を求めることを逆フーリエ変換 (inverse Fourier transform) という。

2.2 短時間フーリエ変換 (Short Time Fourier Transform)

短時間フーリエ変換 (STFT) は、フーリエ変換を用いて、時系列信号のある時刻の近傍における周波数の情報を調べるための方法である。

フーリエ変換では、その信号が持つ周波数情報について知ることが可能であるが、その周波数成分がどの時刻に存在したかを知ることはできない。これは、フーリエ変換の基底となる $e^{-j\omega t}$ がすべての時間に広がりを持つ関数であり、フーリエ変換によって得られる $F(\omega)$ に時間情報が含まれていないためである。そこで、有限信号 $f(t)$ に窓関数 $w(t)$ を乗じて、有限長の部分信号に注目し、その信号に対してフーリエ変換を行い、窓関数を一定時間ずつシフトさせながら、この処理を繰り返すことで、解析対象信号の時間と周波数の情報を調べる STFT が考案された。STFT は、次式で定義される。

$$F(b, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)w(t-b)e^{-j\omega t} dt \quad (2.2.1)$$

ここで、 b は時間に関するシフト・パラメータである。

また、窓関数 $w(t)$ としては、一般に指数関数、ハミング関数等が用いられることが多い。STFT の典型例である Gabor 関数では、以下の Gauss 関数を窓関数に選んでいる。

$$w_{\alpha}(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\alpha}} e^{-\frac{t^2}{2\alpha}} \quad (2.2.2)$$

短時間フーリエ変換では、窓関数が固定であることから、対象信号がある時刻において高周波であろうと低周波であろうと常に同じ分解能でしか解析できない。

2.3 自己回帰モデル (Autoregressive model)

2.3.1 自己相関 (autocorrelation)

定常確率過程に従う2つの確率過程 $\{x(n)\}$ と $\{y(n)\}$ があるとき、それぞれの自己相関係数は式のように定義される。

$$r_x(k, l) = E[x(k)x^*(l)] \quad (2.3.1)$$

$$r_y(k, l) = E[y(k)y^*(l)] \quad (2.3.2)$$

ただし、 $E[\]$ は期待値を取る処理を意味する。また、 $x^*(l)$ は $x(l)$ の複素共役数を示す。

2.3.2 相互相関 (cross-correlation)

2つの確率過程 $\{x(n)\}$ と $\{y(n)\}$ に対して

$$r_{xy}(k, l) = E[x(k)y^*(l)] \quad (2.3.3)$$

で定まる $r_{xy}(k, l)$ を、相互相関と呼ぶ。

さらに、

$$r_x(k, l) = r_x(k - l) \quad (2.3.4)$$

となり、差 $k - l$ はずれ (lag) を示す。

以下、 $\{X(n)\}$ の自己相関を $r_x(k)$ で表記する。

2.3.3 パワースペクトル (power spectrum)

離散時間系列である自己相関係列の $\{ r_x(k) \}$ の離散時間フーリエ変換(discrete-time Fourier transform; DFT) を、パワースペクトル又は、パワースペクトル密度 (power spectral density) と呼ぶ。

$$P_x(e^{j\omega}) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} r_x(k) e^{-jk\omega} \quad (2.3.5)$$

の複素関数 $P_x(e^{j\omega})$ がパワースペクトルである。連続フーリエ変換も同様である。
ここで、 j は虚数記号で $[j^2 = -1]$ は周波数 (frequency) を示す。

2.3.4 LSI システムの応答

$T[\quad]$ を線形シフト不変システム (linear shift-invariant system; LSI) とすれば、

$$h(n) = T[\delta(n)] \quad (2.3.6)$$

は、システム $T[\quad]$ の単位サンプル (unit sample) またはインパルス (impulse) の応答 (response) である。

また、インパルス $\delta(n)$ は

$$\delta(n) = \begin{cases} 1 & ; n = 0 \\ 0 & ; otherwise \end{cases} \quad (2.3.7)$$

2.3.5 LSI フィルター

$x(n)$ を LSI への入力、 $y(n)$ を LSI からの出力とすれば、
一般に

$$y(n) + \sum_{k=1}^p a(k)y(n-k) = \sum_{k=0}^q b(k)x(n-k) \quad (2.3.8)$$

の式が成り立つ。p、q は整数で $a(1), a(2), \dots, a(p)$ と $b(1), b(2), \dots, b(p)$ は、フィルターを定めるフィルター係数 (filter coefficients) である。

P=0 の場合 式は

$$y(n) = \sum_{k=0}^q b(k)x(n-k) \quad (2.3.9)$$

となり、LSI のインパルス応答 (impulse response) は

$$h(n) = \sum_{k=0}^q b(k)\delta(n-k) \quad (2.3.10)$$

となり、この場合のシステムを有限長インパルス応答 (finite length impulse response; FIR) システムと呼ぶ。

また、インパルス応答 $h(n)$ の DFT を、フィルターの周波数応答 (frequency response) とよび、 $H(e^{j\omega})$ で表記する。

$$H(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h(n)e^{-jn\omega} \quad (2.3.11)$$

さらに、線形シフト不変フィルターのインパルス応答 $h(n)$ に、平均 m_x 、自己相関 $r_x(k)$ をもつ広義の定常確率過程 $x(n)$ が入力した場合のフィルター出力 $y(n)$ は

$$\begin{aligned} y(n) &= x(n) * h(n) \\ &= \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k) \end{aligned} \quad (2.3.12)$$

で求まる。ここでの * 記号はコンボリューション (convolution) を意味する。

2.3.6 z 変換 (z-transform)

離散記号 $x(n)$ を z 変換した関数を $X(z)$ で表記し

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) z^{-n} \quad (2.3.13)$$

で定める。ここで

$$z = r e^{j\omega} \quad (2.3.14)$$

$r=1$ の場合

$z = e^{j\omega}$ となり 式(2.3.13)は

$$X(z) = X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) e^{-jn\omega} \quad (2.3.15)$$

となるので、 $x(n)$ の離散フーリエ変換(DTFT)が $X(z)$ である。

また、LSI のインパルス応答 $h(n)$ の z 変換である $H(z)$ をシステム関数と呼ぶ。

$$H(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h(n) z^{-n} \quad (2.3.16)$$

2.3.7 自己回帰移動平均過程 (autoregressive moving average process)

線形シフト不変フィルターが有理関数で表現でき、 p 個のポールと q 個のゼロ点をもつとする。

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^q b_q(k) z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_p(k) z^{-k}} \quad (2.3.16)$$

この過程を、オーダー (p, q) の自己回帰移動平均過程とよび ARMA (p, q) と表記する。

また、 $q=0$ の場合、オーダー p の自己回帰過程 (autoregressive process) と呼び、AR(p)と表記する。

一方 $p=0$ の場合、オーダー q の移動平均過程 (moving average process of order q) と呼び、MA(q)と表記する。

フィルター係数 $a_p(k)$, $b_q(k)$ と自己相関 $r_x(k)$ との関係式を示す、Yule-Walker 方程式を以下で示す。

$$c_q(k) = \sum_{l=k}^q b_q(l) h^*(l-k) = \sum_{l=0}^{q-k} b_q(l+k) h^*(l) \quad (2.3.17)$$

$$r_x(k) + \sum_{l=1}^p a_p(l) r_x(k-l) = \begin{cases} \sigma_v^2 c_q(k); 0 \leq k \leq q \\ 0; k > q \end{cases} \quad (2.3.18)$$

式での σ_v^2 は、白色雑音 $v(n)$ の分散を示す。

2.4 ウェーブレット変換 (Wavelet Transform)

ウェーブレットとは、波を表すウェーブと、小さいという意味のレットを合わせたことばであり、信号を時間と周波数の両面から同時にとらえる際に、信号の部分を切り出す単位となる局在波を表す様々な言葉の総称である。図2.1にウェーブレットの1例を示す。この関数を $\psi(t)$ で表した時、 $\psi(t)$ をマザーウェーブレットという。

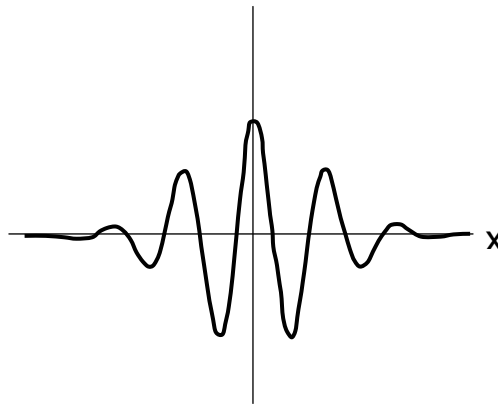


図2.1 ウェーブレットの1例

Fig2.1 Typical example of wavelet

ウェーブレットは、フランスのMorletが1980年代初めに人工地震の解析に導入して以来、その実用性が注目され、様々な分野で研究されるようになった。

2.4.1 連続ウェーブレット変換(Continuous Wavelet Transform)

ウェーブレット変換は、単位となる関数によって、信号を切り出したときの信号各部の大きさを示すものである。この基底関数としてのウェーブレットをマザーウェーブレット(ウェーブレット基底関数) という。連続ウェーブレット変換は、対象となる信号 $f(t)$ とマザーウェーブレット $\psi(t)$ によって、式で定義される。

$$(Wf)(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.4.1)$$

ここで、 a はスケール・パラメータと呼ばれ、マザーウェーブレットの伸縮比を定める正の実数である。 b はシフト・パラメータを表し、マザーウェーブレットの時間方向へのシフト量を定める実数である。

図2.2にウェーブレット解析の基本的な概念図を示す。

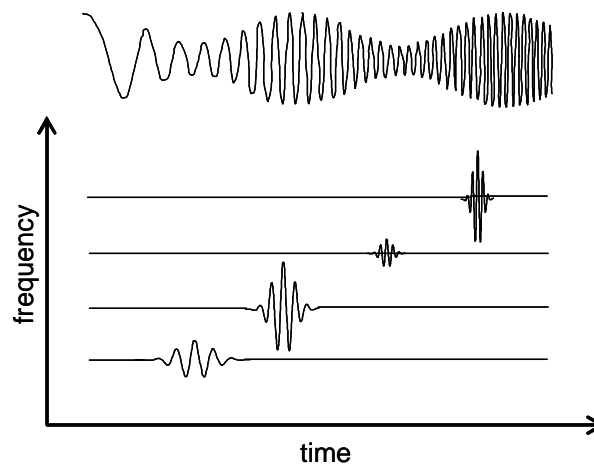


図 2.2 ウェーブレットの基本概念図

Fig.2.2 basic concept of wavelet transform

ウェーブレットによる解析では、スケーリングパラメータ a と時間シフトパラメータ b を適切に選ぶことで、解析対象となる信号の局所的な周波数分布を調べることが行われる。

図 2.3 に、ウェーブレット変換の時間窓と周波数窓の関係を示すが、ウェーブレット変換では、周波数が高い成分になればなるほど、基底関数の時間幅が短くなる。したがって、ウェーブレット変換では、高周波成分に関しては時間分解能が高く、低周波成分に関しては時間分解能が低いことになる。

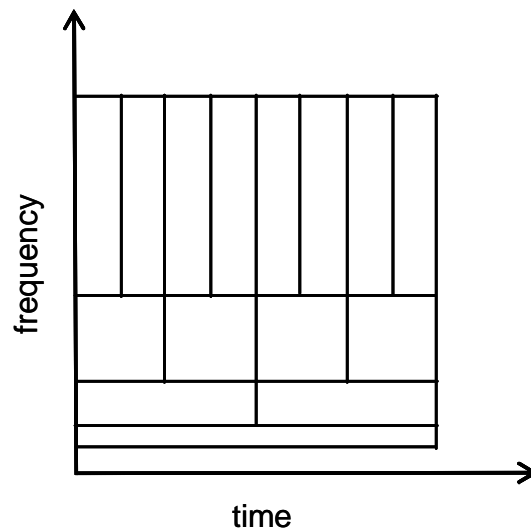


図 2.3 ウェーブレット変換における時間窓と周波数窓の関係

Fig.2.3 The relation of the time windows and the frequency windows.

第 3 章

SEMG の自己回帰パワースペクトル解析による筋疲労評価のリハビリテーション領域への応用

3.1 目的

握力や背筋力、四肢の最大筋力等を定量的に評価する場合には、肢位が固定され測定が簡便であること等から、等尺性収縮が用いられることが多い。しかしながら、等尺性収縮時における筋出力は運動肢位の違いによって異なることが報告されている。たとえば、沖田らは、大腿四頭筋の筋出力は、背臥位で計測した場合と端座位で計測した場合では、異なることを報告しており、その要因を、2 関節筋である大腿直筋の筋長の違いから考察している [24]。また、Marshall らは、モーメントアームの実測から大腿四頭筋の長さ - 力関係を推定し、膝関節伸展運動時において、筋出力が最大になる関節角度と筋張力が最大になる関節角度は異なることを報告している [25]。つまり、運動に係る関節の角度が変化すると、結果として筋長やこのモーメントアーム (支点から筋の力発揮方向へ引いた垂線の長さ) も変化することになり、筋長に応じた筋張力とモーメントアームが組み合わされて実際の筋出力は得られることになる [26]。したがって、筋出力を評価する際には、この点について十分に留意する必要がある。

一方、筋力増強訓練においても、等尺性収縮による方法は、他の等張性収縮や等速性収縮による方法に比べ、リスク管理が容易であり、受傷直後の安静や固定を要する時期から行えることから、臨床場面においても広く用いられている。一般に、筋力増強訓練

において効果を得るためには、「過負荷の原則」から、一定量以上の負荷を加え、ある時間以上の運動を行うことが必要であるが、逆に運動負荷が大きすぎると過用症候群を引き起こし、筋痛や腱断裂などにより、その後の訓練に悪影響を及ぼすことがある。したがって、運動負荷時の過度な筋疲労は、極力さけられるべきである。また、おそらく筋疲労の場合も関節角度の変化による筋長やモーメントアームの変化が影響することが予想される。そこで、本研究では等尺性収縮で肘関節を屈曲する際に、肘関節の肢位が肘関節屈筋群に及ぼす影響を筋疲労と筋出力の2つの側面から検討した。

3.2 方法

3.2.1 被験者

対象は、神経筋疾患の既往のない健常成人 9 名（男性 3 名、女性 6 名、平均年齢 21.6 ± 2.3 歳、平均身長 163.11 ± 8.80 、平均体重 59.67 ± 8.63 ）とした。全ての被験者には、本研究の趣旨を十分に説明した上で同意を得た。

3.2.2 実験手順

実験肢位は、肩関節は 0 度、前腕は回外位とし、関節の肘関節角度を、30、60、90、120 度屈曲位の 4 条件に設定し、各条件における最大筋出力及び筋疲労を評価した。

実験は、まず被験者に肘関節屈曲の最大等尺性収縮（Maximum Voluntary Contraction）を 5 秒間行わせ、その際の筋出力値（以下、筋出力）を計測した。筋出力の測定には、筋力測定装置（OG 技研社製、GT30）を使用し、各条件それぞれ 3 回計測し、その中央値を代表値とした。この際、代償動作を極力さけるために、大腿中央部、骨盤下部を座面部に、胸郭と上腕上部を背もたれに、それぞれ付属のベルトにて固定した。各条件とも GT30 のセンサ部は、前腕長軸に垂直になるよう前腕遠位端に固定した。

一方、筋疲労の評価には、簡便かつ非侵襲的であり、また個別の筋の評価が可能であることなどから、表面筋電図（Surface Electromyography; SEMG）の周波数解析を用いた。筋疲労の指標は、これまでの SEMG の周波数解析の研究で用いられている平均周波数（mean power frequency; MEPF）や周波数中央値（median power frequency; MDPF）があるが、MEPF は MDPF に比べ、ノイズに関する感受性が高いなどの問題が指摘されているため、本研究では MDPF を採用した。また、周波数解析の方法については、高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform; FFT）が最も知られているが、MVC の 50% 以上の筋収縮では、SEMG の変化が激しく非定常信号と見なすべきとの報告 [9] もあるため、FFT より周波数分解能が高く、少ないデータからのスペクトル推定が可能であ

る自己回帰パワースペクトル解析を採用した。

3.2.3 疲労課題

筋疲労評価の具体的方法としては、疲労を起こさせる課題として、各条件の筋出力をもとに、GT30 のトレーニングモードを用いて 50%MVC の筋出力を被験者に視覚的にフィードバックし、等尺性収縮にて 60 秒間以上その筋出力を保持させた。この際、発揮筋力の誤差は、 $\pm 5\%$ 以内までは許容した。実験においては、疲労の影響を考慮して、各条件での計測の間に最低 10 分以上の休憩をとり、被験者に主観的な疲労感が残っていないことを確認するとともに、計測する条件をランダムイズして行った。

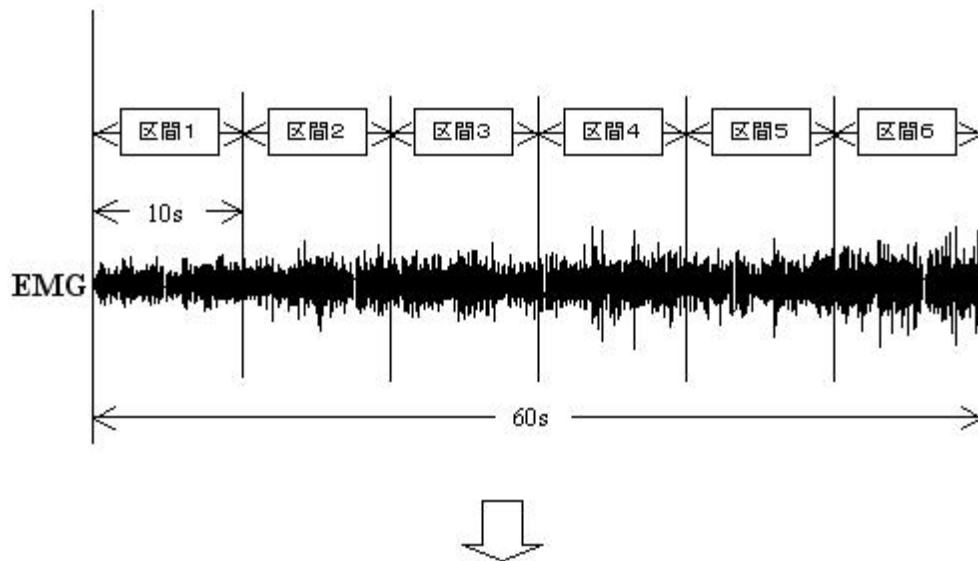
3.2.4 SEMG の計測

SEMG は、右の上腕二頭筋と腕橈骨筋より、双極誘導法により導出した。計測には、マルチテレメーターシステム（日本光電、ECH4021）を用い、電極は、十分に表面処理を行った後、両筋の筋腹中央に 2 cm 間隔で貼付した。フィルター処理は、行わなかった。記録した SEMG は、サンプリング 1kHz で A/D 変換してコンピューターに取り込み、多用途生体情報解析プログラム BIMUTUS（キッセイコムテック社）を用いて解析した。

3.2.5 解析方法

解析手順は、図 3.1 に示す様に、60 秒間のデータを 10 秒ごとの 6 区間に分け、それぞれの区間を自己回帰パワースペクトル解析によって周波数解析し、MDPF を算出した。自己回帰パワースペクトル解析の時間窓はハニング [27] 計算次数は赤池の最適次数 [28] とした。

統計処理は、筋出力では、データの対応を考慮して繰り返しのある一元配置分散分析を、MDPF では、二元配置分散分析を行い、多重比較には、Scheffe を用いた。有意水準は全て 5% とした。



それぞれの区間において自己回帰パワースペクトル解析を実施してMDPFを算出

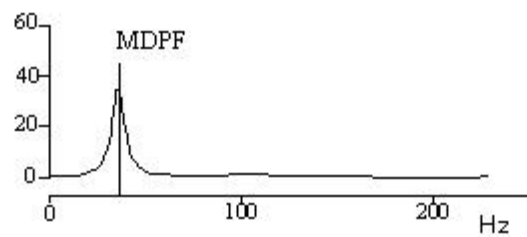


図 3.1 解析区間と MDPF の算出

Fig.3.1 Calculation of analytical section and MDPF

3.3 結果

3.3.1 筋出力

図 3.2 に各運動肢位における筋出力の平均値 (N = 9) を示す。筋出力は、肘屈曲角度条件によって有意差が認められ ($F = 15.954$, $p < 0.001$) 多重比較の結果、90 度と、他の条件 (30、60、120 度) との間に有意差が認められた。

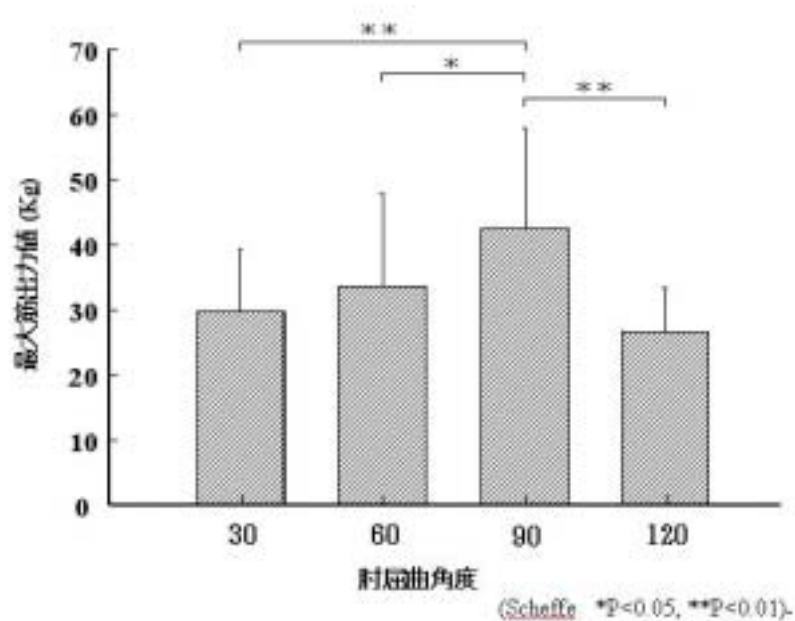


図 3.2 各肘関節角度における筋出力(平均値 ± 標準偏差)

Fig.3.2 The muscle strength of each elbow angles.

3.3.2 筋疲労 (MDPF の変化)

図 3.3 に上腕二頭筋 MDPF の平均値 (N = 9) の経時的変化を示す。各値は、区間 1 に対する相対値 (%) で示している。MDPF は、時間経過に伴って減少し、その減少の度合いは肘屈曲角度が大きい運動肢位ほど、大きい傾向が認められた。統計的有意差を

検討するため、区間すなわち時間と運動肢位を二要因とする二元配置分散分析を行った結果、時間 ($F = 10.794$ 、 $p < 0.001$) と運動肢位 ($F = 6.738$ 、 $p < 0.01$) において有意差が認められた。時間と運動肢位における交互作用は認められなかった(時間×運動肢位、 $p = 0.455$)。

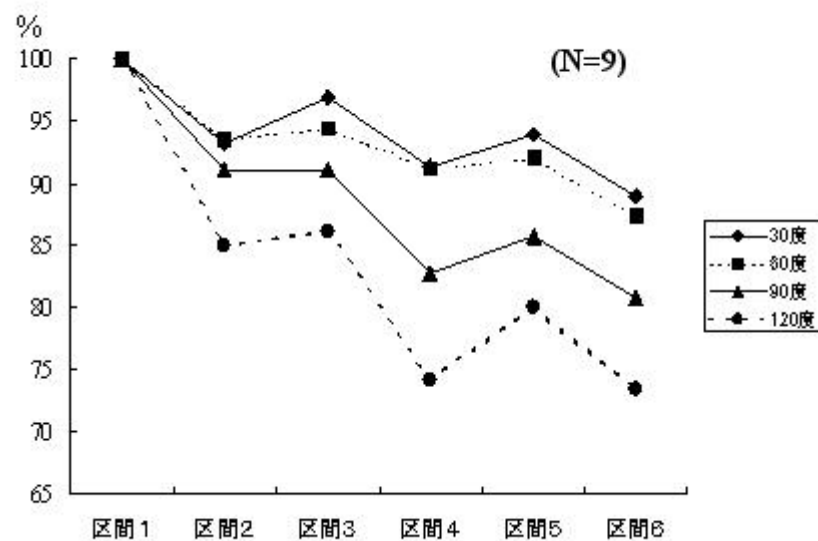


図 3.3 上腕二頭筋の MDPF の経時的変化(平均値 ± 標準偏差)

Fig.3.3 Changes in MDPF(mean ± SD) on biceps brachii.

一方、腕橈骨筋においても(図 3.4)、上腕二頭筋と同様に、MDPF は時間経過に伴って減少し、その減少の度合いは肘屈曲角度が大きい条件ほど大きい傾向にあった。二元配置分散分析の結果においても、時間 ($F = 7.135$ 、 $p < 0.001$) と運動肢位 ($F = 10.820$ 、 $p < 0.001$) において有意差が認められた。時間と運動肢位における交互作用は認められなかった(時間×運動肢位； $p = 0.069$)。

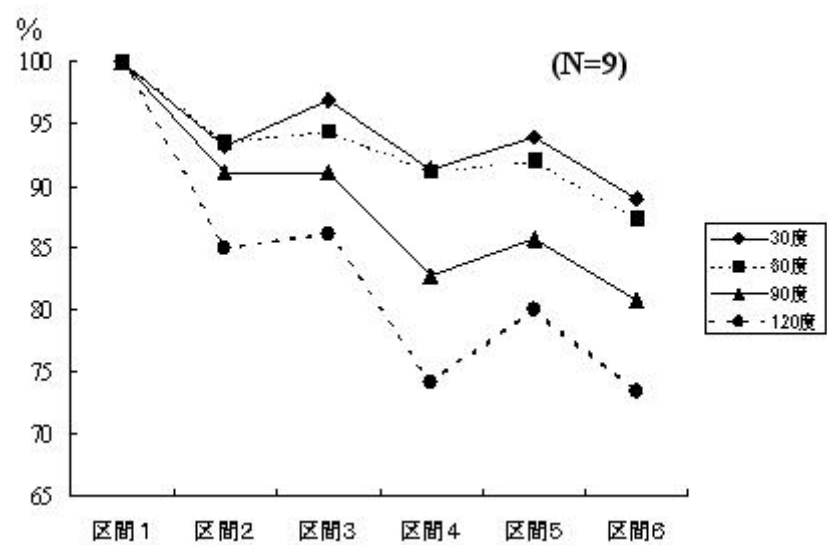


図 3.4 腕橈骨筋の MDPF の経時的変化(平均値 \pm 標準偏差)

Fig.3.3 Changes in MDPF(mean \pm SD) on brachioradialis.

3.4 考察

筋力増強訓練の際には、過用症候群を予防し、且つ適切な運動負荷を加えるために最適な運動肢位を決定する必要がある。そのためセラピストは、運動肢位の違いによる筋出力の特性や筋疲労しやすさ等を十分に考慮する必要がある。今回の結果では、運動肢位間で筋出力に有意差が認められ、90 度屈曲位が最大であった。これまで、本研究と同様に異なる運動肢位（肘屈曲角度）で筋出力を比較した報告において、最大の筋出力が得られる肘関節角度は必ずしも一致した結果は示されていない。30、50、70、90、110 度屈曲位で比較した Bechtel らの報告[29]では、我々の結果と同様に 90 度で、30、60、90、120、150 度屈曲位で比較した Petrofsky と Phillips の報告[30]では、120 度で最大の筋出力を得ている。また、Tsunoda らは、30、60、90、120、150 度屈曲位の比較において、男性は 120 度屈曲位で、女性では 90 度屈曲で最大であったことを報告している[31]。特定の角度における筋出力の決定には、筋張力と筋長の相互関係（長さ - 張力曲線）及び、モーメントアームが影響することが知られている[26]。今回の場合、長さ - 張力曲線関係から観ると、肘屈曲角度が大きくなると筋長は当然短縮するため、筋が発揮する張力は減少することになる。また、モーメントアームの観点からは、今回の運動における主動作筋である上腕二頭筋は、筋の起始・停止の関係から力学的に第 3 のてこに分類され、肘関節屈曲 90 度においてモーメントアームが最大となる。つまり、てこに作用する力の角度が 90 度に近づくほど、その運動に対する力の効果は大きくなる[32]。したがって、今回の結果と合わせて考えると、Uchiyama ら[33]が報告しているように、肘関節屈曲の筋出力と角度の関係においては、角度とモーメントアームの関係が、筋長より優位に働くものと考えられる。

一方、今回筋疲労の指標として用いた SEMG の周波数解析による MDPF は、上腕二頭筋、腕橈骨筋ともに、各屈曲角度条件における持続的等尺性収縮の時間経過に伴って有意に減少した。この筋疲労に伴う SEMG の除波化については、いまだ不明な点も多いが、活動する運動単位の同期化や伝導速度の低下が影響しているとの報告がある[8]。また、筋疲労時における SEMG 周波数の低周波域へのシフトには、速筋線維の活動の

減少が関係しているとの報告もある [34]。MDPF の減少度合い、すなわち疲労度合いを、各運動肢位間で比較すると、屈曲角度が大きいほど大きい傾向にあった。Doud と Walsh は、動的筋疲労課題における肘関節の角度と上腕二頭筋から導出した SEMG の MEPF の関係について調べた結果、肘関節角度変化、すなわち筋長の変化が、疲労が進行している際の SEMG の MEPF に有意な影響を及ぼし、筋長が短い際には、MEPF の減少が大きいことを報告している [35]。また、Mamaghani らは、肘関節 60、90、120 屈曲位で上腕二頭筋、腕橈骨筋、三角筋から導出した筋疲労時における SEMG の MPF を比較し、肘屈曲角度は有意に MPF に影響し、120 度は、60 や 90 度に比べ、有意に低値であったことを報告している [36]。したがって、筋疲労の観点からは、屈曲角度が大きくなる程、筋長が短くなり筋疲労しやすいと考えられ、つまり、長さ - 張力曲線の関係が優位に働くものと思われる。

3.5 結論

以上の結果より、肘関節屈曲の等尺性収縮において筋出力が最も期待できる運動肢位と疲労しにくい運動肢位は、異なることが示唆された。したがって、セラピストが、運動肢位を決定する際には、その点を十分に考慮する必要があるものと思われる。具体的には、筋力測定装置を用いて等尺性収縮時の筋出力を定量的に評価する場合においては、最も高い筋出力が得られる肘関節 90 度での計測が最適であると思われる。また、上肢で荷物を長時間保持する場合などにおいて筋疲労を極力さけたい場合は、対象者にできるだけ肘関節を伸展した状態で保持する様指導すること等が望ましいであろう。

今回は肘関節屈曲における検討であったが、その他の部位の場合であっても、運動肢位決定の際には主働筋の筋長及び関節のモーメントアームを十分に考慮する必要があると思われる。

第 4 章

連続ウェーブレット変換による動的筋収縮時における筋疲労評価

4.1 目的

リハビリテーション医療やスポーツ分野での運動訓練において、運動量が多すぎると過用症候群を引き起こし、筋痛や腱断裂などにより、その後の訓練に悪影響を及ぼすことがある。適切な運動処方を行うためには、運動時の筋疲労の状態を、十分に把握することが重要である。

これまでの SEMG 周波数解析の研究によって、筋疲労時には、MDPF や MEPF が、低周波側へシフトすることなどが報告されている。但し、SEMG の周波数解析で、これまでよく用いられてきた高速フーリエ変換 (fast Fourier transform ; FFT) では、信号の定常性が前提であり、動的運動時の SEMG への適応も含め、FFT 適応の限界が指摘されている [10-12]。

したがって、リハビリテーションやスポーツにおける様々な動的運動時の筋疲労の動態を、SEMG の解析値によって評価するためには、非定常波形の分解能に優れた方法を採用する必要がある。このような非定常波形の解析手法として、近年、ウェーブレット変換が開発され、様々な分野で応用され成果をあげている [37,39] さらに、SEMG の解析に応用した報告も近年では散見されるようになってきた [10-12,40,41] たとえば、

Karlsson らは、膝関節伸筋の異なる 3 つの収縮様式（最大随意収縮、ramp 収縮、動的反復収縮）の SEMG の時間・周波数解析において、推定精度の見地から、連続ウェーブレット変換(continuous wavelet transform; CWT)とその他 3 種の時間・周波数解析(STFT、Wigner-Ville distribution、Choi-Williams distribution)との比較検討を試み、CWT が最も正確であったことを報告している [10]。また、下肢エルゴメーター訓練時の疲労過程における下肢筋群の SEMG 変化を、CWT を用いた時間・周波数解析で検討した報告もある [40]。しかしながら、本法の実用化のためには、さらに様々な運動や筋を対象として、その有用性の検討を行うことが必要と思われる。

そこで、本研究では、上肢の筋力増強訓練として良く用いられるダンベル負荷での arm curl 課題時に、上腕二頭筋から導出した表面筋電図に対して、CWT による時間・周波数解析を試み、その動的筋活動時の筋疲労評価法としての有用性についての確認を行った。

4.2 方法

4.2.1 被験者

被験者は、過去に重篤な神経学的疾患の既往のない、健常成人男性 11 名（平均年齢 24.5 ± 5.3 ）の志願者である。全被験者に対しては、事前に実験の趣旨、内容についての十分な説明を行い、被験者として実験に参加することの同意を得た。

4.2.2 疲労課題

疲労を引き起こさせる動的運動課題は、筋力増強訓練として良く用いられている arm curl 課題を用いた。実験は、被験者に椅座位で、5kg のダンベルを把持させ、メトロノームのリズムに合わせ 2 秒で 1 動作の arm curl（肘屈曲・伸展）課題を、実行困難になるまで行わせた（図 4.1）。被験者の肩関節は屈曲約 10 度、前腕は回外位とした。この 5kg のダンベル負荷は、等尺性収縮ではないため、最大随意収縮に対する割合で規定することは困難であるが、全ての被験者に対して、概ね同等の負荷量であったと思われる。

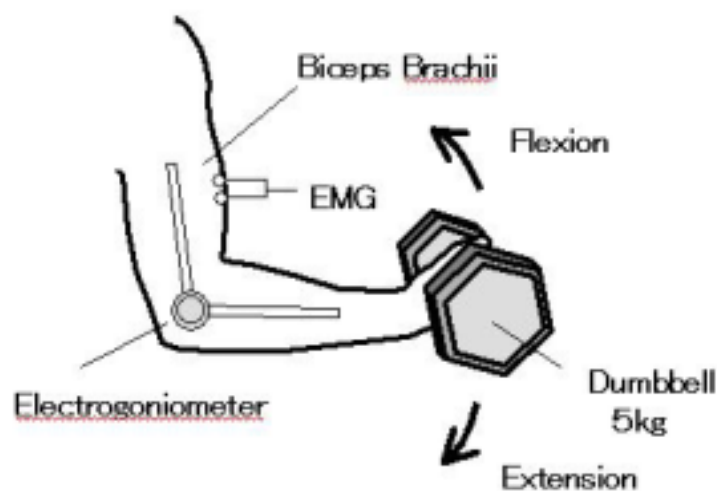


図 4.1 実験模式図

Fig.4.1 Experimental setup.

4.2.3 SEMG の計測

肘関節の屈曲には、上腕二頭筋、上腕筋、腕橈骨筋が作用するが、筋の起始と停止の関係から、前腕回外位では上腕二頭筋が主動作筋となる。そこで SEMG は、十分な皮膚処理後、右の上腕二頭筋長頭筋腹上に貼った小型生体電極から、シグナルプロセッサー（7S12、San-ei）を用いて導出し、データレコーダー（RD-120TE、TEAC）に記録した。また、肘関節の角度変化を肘関節に装着した電子角度計（TM-511G、日本光電）で同時に記録した。記録した SEMG 及び角度変化は、sampling rate 1 kHz で A/D 変換してコンピューターに取り込んだ。

4.2.4 データ解析

図 4.2 に、arm curl 課題時の上腕二頭筋 SEMG と電子角度計による肘関節の角度変化を示す。肘関節伸展のピークから屈曲位を経て、再び伸展位のピークをとるまでの区間（2 秒間）が 1 動作である。今回被検筋とした肘関節屈筋である上腕二頭筋においては、肘関節伸展のピークから屈曲のピークまでの 1 秒間が、筋が収縮しながら張力を発生する求心性収縮にあたり、残りの 1 秒間（屈曲位から伸展位まで）は、筋が伸張しながら張力を発揮する遠心性収縮にあたる。本研究では、重力に逆らって肘関節を屈曲させるために、SEMG の変化が急峻で筋放電量が著しい求心性収縮時の 1 秒間を解析区間とした。また、全被験者が、メトロノームのリズムに合わせて実施可能であった動作回数は、概ね 30～40 回の間であった。そこで、データ解析は、全被験者に共通して測定できた 30 動作を対象とし、各被験者における動作開始から 5 動作ごとのデータ（5、10、15、20、25、30 動作目）に対して、一次元複素 CWT による時間・周波数解析を行った。

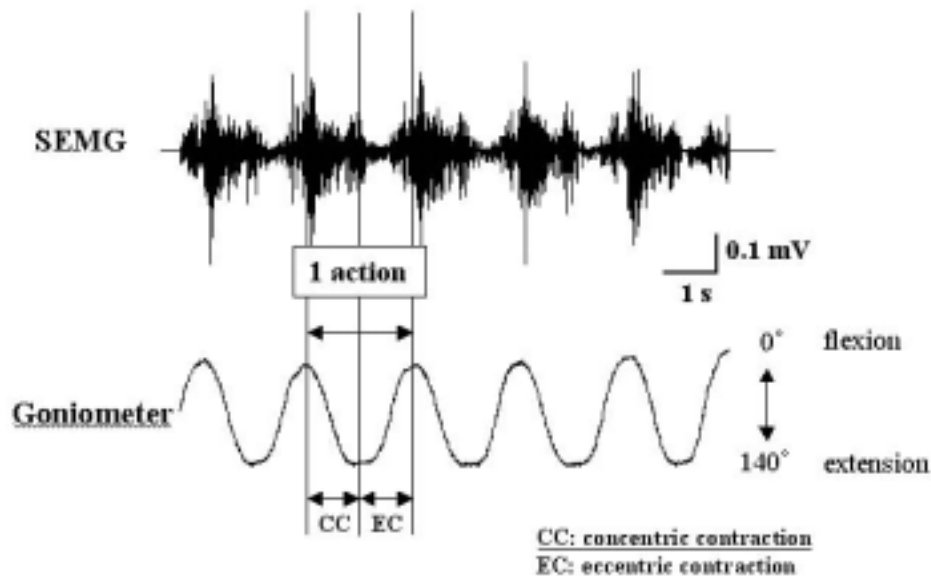


図 4.2 解析に用いた求心性収縮時の SEMG

Fig.4.2 SEMG was analyzed during 1-s concentric contraction period (indicated by CC).

ウェーブレット変換は、マザーウェーブレットと呼ばれる関数と、それを拡大・縮小（スケールリング）し、また時間軸方向に移動（シフト）したウェーブレットを関数系として、解析信号にこれらの関数系成分がどれだけ含まれているかを調べる方法である。スケールと時間軸を両軸とする平面上で、成分の大きさ（ウェーブレット係数）を示す。

計算には、数値解析ソフト MATLAB6.5（MathWorks 社製）を用い、マザーウェーブレットには、先行研究[10,11]において採用されている Morlet を採用した。Morlet の関数は、次式のように定義される。

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi a}} e^{i\omega_0 \left(\frac{t-b}{a}\right)} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-b}{a}\right)^2} \quad (4.1)$$

ここで、 a はスケール・パラメータ、 b はシフト・パラメータで、 ω_0 は、マザーウェーブレットをフーリエ変換した関数の中央値（中心周波数）を表す。

本研究では、従来の報告と比較するため、各動作における時間情報を犠牲にして、解

析区間（1000 サンプル点）におけるウェーブレット係数のスカログラムより、筋疲労の指標としてよく用いられている MEPF 及び MDPF に相当する instantaneous mean frequency(IMF)及び instantaneous median frequency(IMDF)を推定した。

それぞれの推定方法は、まず、スケール・パラメータ a を M 個、シフト・パラメータ b を L 個に区分し、 a_j 、 b_i 区間でのウェーブレット係数の絶対値を w_{ij} で表記する。 $|w_{ij}|^2$ がスカログラムである。さらにスケール - 時間全平面でのスカログラムの和を T_w で表記する。第 j スケール帯でのスカログラムの T_w に対する比率を $P(j)$ で表記する。

$$P(j) = \frac{1}{T_w} \sum_{i=1}^L |w_{ij}|^2 \quad (4.2)$$

この時、

$$\sum_{j=1}^{m-1} P(j) < 0.5 \leq \sum_{j=1}^m P(j) \quad (4.3)$$

を満足する整数 m で定まるスケールの中央値 a_m に対応する周波数（擬似周波数）を IMDF と定義する。

次に

$$\mu = \sum_{j=1}^M a_j P(j) \quad (4.4)$$

で定まるスケールの平均値 μ に対応する周波数を IMF と定義する。尚、スケールに対応する周波数は、サンプリング周期を考慮した上で、 f_0 をスケールで除すことで求めた。また、同様にスカログラムを用いて、便宜的に 70Hz 以上を高周波成分とみなして、各動作回数ごとに、全体に占める高周波成分の割合を算出した。但し、 $f_0=1$ 、解析周波数帯域は、23.44 ~ 250Hz とした。

さらに、それぞれの値が、動作回数の進行に伴って変化しているかどうかを統計学的に検討するため、反復測定による一元配置分散分析を行った。尚、本研究では、arm curl 課題の筋放電量の変化が急峻であり、定常性を見なせないため、FFT は実施しなかった。

4.3 結果

図 4.3 は、各動作回数の解析区間における CWT のスカログラムを濃淡で表した図の一例である。図の横軸は時間(0 から 1000msec)、縦軸はスケールを表している。周波数に換算すると、各図の上部が低周波域、下部が高周波域を示している。したがって、各動作回数における図を比較すると、動作回数の進行に伴い、高周波成分の減少が認められ、逆に低周波成分の増大が観察された。

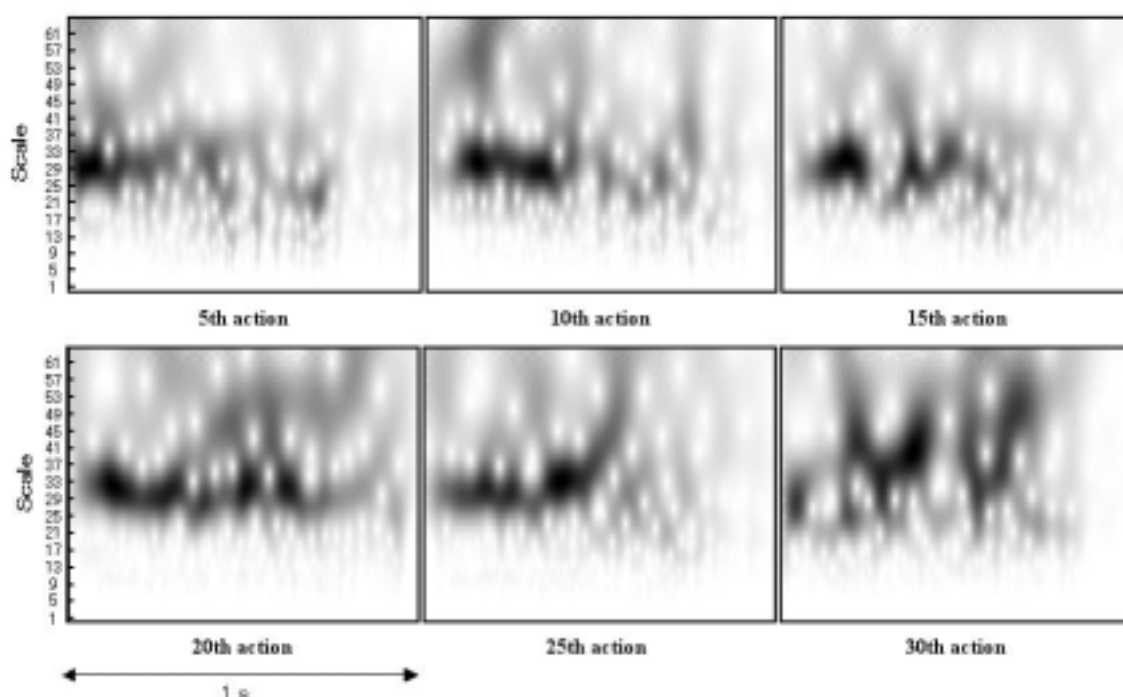


図 4.3 CWT による scalogram の一例

Fig.4.3 Typical examples of the CWT scalogram.

また、図 4.4 に動作回数の進行に伴う IMDF と IMF の変化（全被験者の平均値）を示す。IMDF と IMF は、いずれも動作回数の進行に伴って減少、すなわち低周波側へシフトし、有意差が認められた。また、Dunnet の多重比較により、解析に用いた最初の動作である 5 動作目に比べて有意差が示されるのは何動作目かを検討した結果、どちらにおいても 5 動作目に比べて 20 動作目以降で有意な減少が認められた。

さらに、図 4.5 に動作回数の進行に伴う、高周波成分の割合の変化（全被験者の平均値）を示す。高周波成分の割合は、動作回数の進行に伴い、第 4 図における IMDF と IMF と同様に、有意な減少を示した。

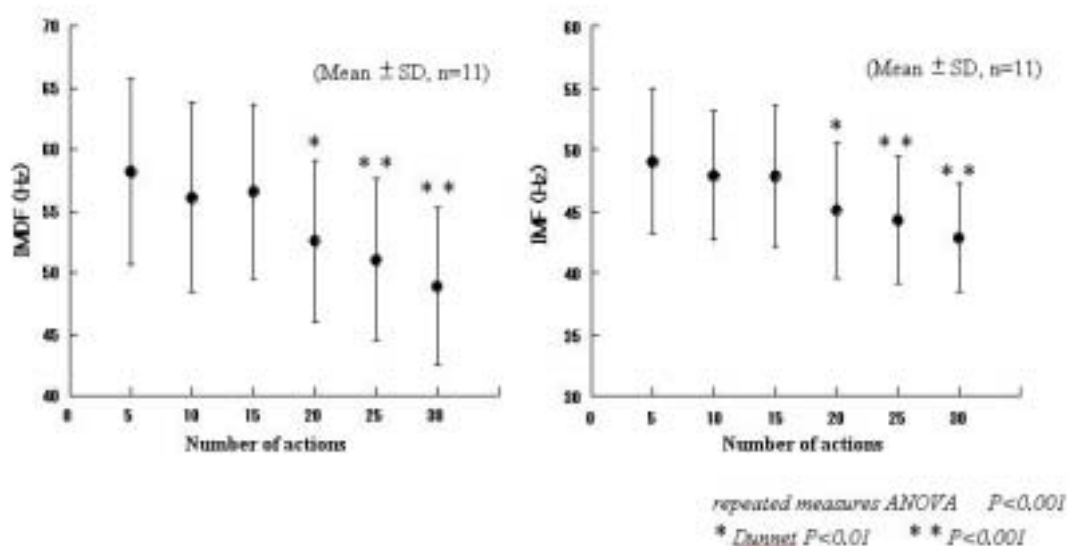


図 4.4 IMDF 及び IMF の変化

Fig.4.4 Changes in IMDF(left) and IMF(right).

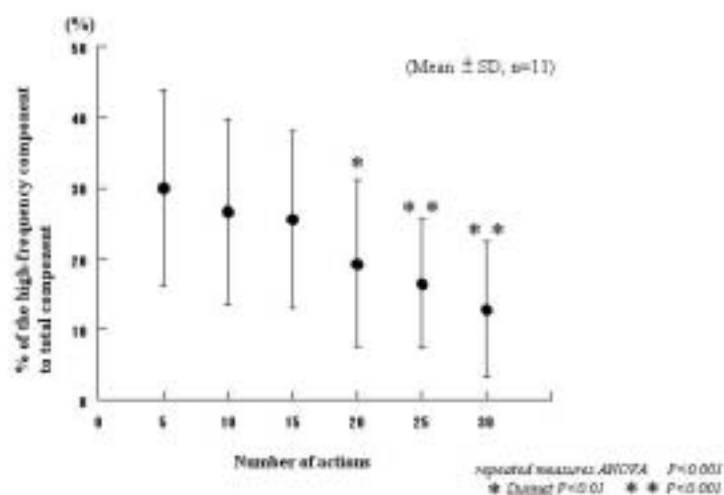


図 4.5 高周波成分の割合の変化

Fig.4.5 Changes of high-frequency component ratios according with the actions

4.4 考察

今回、動的筋収縮時の筋疲労評価における、CWT による SEMG 解析の有用性を検討する目的で、筋力増強訓練などによく用いられている arm curl 課題時の上腕二頭筋の SEMG を CWT により解析した。

主に低収縮強度の静的筋収縮を対象としたこれまでの報告により、SEMG の筋疲労時の特徴として、MDPF や MEPF が低周波域へシフトすること（除波化）がよく知られている。このメカニズムに関しては、いまだ不明な点が多いが、主に筋紡錘の機能低下によって運動単位活動の同期化または群化が生じること [42]、筋収縮に伴う代謝性副産物の蓄積によって筋活動電位の伝導速度が低下すること [43] などがその要因として考えられている。本研究においても CWT のスカログラムから算出した IMDF と IMF は、FFT のパワースペクトルによる MDPF や MEPF を用いた従来の報告と同様に、動作回数 の進行に伴い有意な減少、つまり低周波域へのシフトを示した。

一方、SEMG の周波数解析において、低周波成分は遅筋線維（type 線維）の活動を反映し、高周波成分は速筋線維（type 線維）活動を反映するとも言われており、筋疲労時における MF の低周波域へのシフトには、速筋線維が関与しているとの報告もある [44]。今回の結果を見ると、70Hz 以上の高周波成分は、動作回数の進行に伴って、IMDF や IMF と同様に減少していた。したがって、これらの指標の変化は、主に筋線維の中でも疲労しやすい速筋線維が疲労によって活動に参加できなくなり、遅筋線維を中心とした収縮に移行したとも解釈できる。いずれにしろ、今回の結果から CWT による SEMG 解析では、動的筋収縮時の筋疲労に伴う SEMG の特徴的な変化を検出できることが確認できた。

ところで、非定常性信号が解析できる他の手法としては、窓関数によって短区間の定常性を仮定して FFT を行う short-time Fourier transform (STFT) がある。しかしこの方法では、窓関数が固定されているため、不確定性原理が働き、周波数分解能を高くしようとすると、時間分解能がさがり、逆に時間分解能をあげようとすると、周波数分解能が下がる。その点 CWT は、関数を伸張させることで高周波の信号に対しては、短い時間

窓を、また低周波に対しては長い時間窓をあてはめて計算するため、周波数成分が広帯域に分布し、しかもその周波数成分が激しく変化する信号の解析には、CWT が有利である。また、CWT の基本波形であるマザーウェーブレットは、数多くの種類が用意されており、目的に応じてマザーウェーブレットを使い分けることでその応用範囲が広がる。マザーウェーブレットの選択問題については、さらに詳細な検討が必要と思われる。

今後、リハビリテーションやスポーツ等における様々な運動時の筋疲労の解析に CWT が応用され、新たな知見が得られることを期待する。

4.5 結論

本研究では、動的運動時における筋疲労評価法において、CWT による表面筋電図の時間・周波数解析が有効か否かについての確認を行った。その結果、CWT によって、筋疲労にともなう IMDF や IMF の低周波域へのシフトや高周波成分の減少といった筋疲労時の特徴的な変化を得ることができた。これらの結果から、上腕二頭筋の動的運動時における筋疲労評価の方法として、表面筋電図の CWT による時間周波数解析が有用であることが示唆された。

第 5 章

H-reflex 法における新指標による脳卒中片麻痺 患者の痙縮評価

5.1 目 的

リハビリテーションにおける最も代表的障害脳卒中による片麻痺は、錐体路障害により、痙縮麻痺、腱反射の亢進、病的反射の出現、クローヌス等を呈する。痙縮は、残存する随意運動を障害し、歩行や姿勢保持を困難にするばかりでなく、痙縮がもたらす不動が 2 次的に拘縮や変形の原因ともなるため、痙縮の治療はリハビリテーションにおける重要な課題となっている。

この痙縮に対する効果的なリハビリテーションの実施の為には、その客観的評価が不可欠であるが、その客観的評価についてはいまだ確立された方法は存在しない。一方、痙縮は、神経生理学的には相動性伸張反射の異常亢進状態と定義されるため、実験的に脊髓運動細胞の興奮性を評価することで、伸張反射の活性状態をみることが出来る H 反射法に期待が寄せられ、国内外で数多くの研究がなされてきた。しかしながら、これまでのところ健常者と痙縮麻痺の患者の脊髓運動細胞の興奮性の比較といった単純な検討であっても、一定した見解は示されていないのが現状である [17-21]。

理論的には、痙縮における伸張反射の亢進を H 反射法では示せるはずなのに、これまで明確な結果が示されてこなかった背景には、従来用いられてきた指標 (H_{\max}/M_{\max} や H_{th}/M_{th}) といった指標自体の持つ問題によるところが大きいと思われる。

そこで、本章では、H 反射法における従来の指標にかわる新しい指標として、M 波の増加率 (M_{slp}) に対する H 反射の増加率 (H_{slp}) の比 (以下、 H_{slp}/M_{slp}) を提言し、脳卒中片麻痺患者の痙縮を安静時運動細胞プールの興奮性の観点から評価可能かどうかについて、従来の指標である H_{\max}/M_{\max} や H_{th}/M_{th} と比較検討した。また、各指標と臨床的な痙縮程度との関連についても検討した。

5.2 H 反射法における新指標の概要

従来の指標の持つ問題点を克服する可能性がある新たな指標が、M波の増加率 (Mslp) に対するH反射の増加率 (Hslp) の比 (以下、Hslp/Mslp) である (図 5.1)。これはH反射とM波のリクルートメントカーブの観察から、M波の閾値直前の傾き (slope)、M波の傾き (slope) を、計測した各刺激強度ごとのH反射とM波の振幅値のデータに最もフィットする回帰直線を求め、その傾きの比を求めるものである

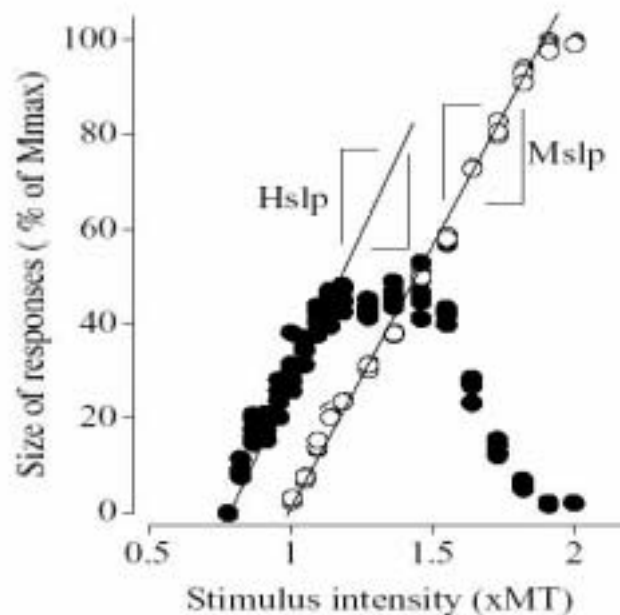


図 5.1 H 反射と M 波のリクルートメントカーブと Hslp/Mslp の同定

Fig.5.1 A typical example of the recruitment curve of the H-reflex and M-response.

図 5.2 に Hslp/Mslp のメカニズムの模式図を示す。Mslp は 運動線維への刺激増加に伴って順次動員されることによる運動単位の増加率であり、これは Ia シナプスを介しておらず、明らかに単シナプス反射弓に含まれる非反射成分の増加率である。一方、Hslp は Ia 線維への刺激増加に伴って順次動員される Ia シナプス入力が増加によって発火する運動細胞数の増加率と考えられ、これは単シナプス反射弓に含まれる反射成分の増加率である。したがって、両者の比は単シナプス反射弓を構成する非反射成分に対

する反射成分の増加率を表していると考えられる。Mslp は 運動線維に対する刺激強度を増大させることによって動員される 運動線維の増加率を表すことになるので、動員の順序としては、神経幹内の閾値の低い太い 運動線維から順次発火することになる。一方、Hslp は Ia 線維に対する刺激増大に伴って順次発火する運動細胞の増加率を表すことになる。刺激部位では、低閾値の Ia 線維から発火することになるが、Ia 線維はプール内のほぼ全ての運動細胞にシナプス結合していると考えられるので、サイズの原理に従い低閾値の小型の運動細胞から動員されることになる。小型の運動細胞の軸索である 運動線維は、大型の運動細胞のそれに比較して細いと考えられる。したがって、筋においては Mslp と Hslp では、動員される運動単位の順序は逆になっていることが考えられる。しかし、その変化率の絶対値は、動員される運動単位が逆であっても同じ値になる。また、Hslp は M 波の閾値以下の刺激強度における変化であることから、M 波の発生に伴う逆行性伝導による H 反射の閉塞現象の影響を受けない。

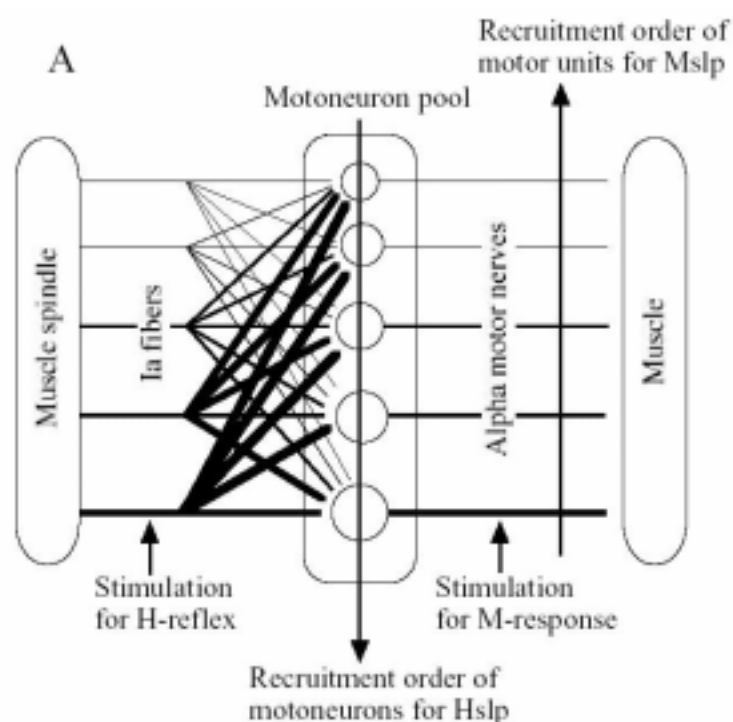


図 5.2 Hslp/Mslp のメカニズムの模式図

Fig.5.2 A schema showing the background neural mechanism for Hslp and Mslp.

5.3 方法

5.3.1 被験者

被験者は、脳卒中片麻痺患者 15 名（男性 9 名、女性 6 名、平均年齢 60.0 ± 7.2 歳）で、右麻痺 13 名、左麻痺 2 名であった。臨床的な痙縮の程度として評価した下肢の片麻痺回復段階（Brunnstrom stage; 以下 Br-stage）[45] は、stage が 2 名、stage が 5 名、stage が 4 名、stage が 2 名、stage が 1 名であった。全被験者に対しては、事前に実験の趣旨、内容についての十分な説明を行い、被験者として実験に参加することの同意を得た。被験者の詳細については表に示す。

表 5.1 被験者の概要

Table 5.1. Demographic profiles of hemiplegic patients and their reflex measurements.

Hemiplegic patients (n=15)						Normal side			Spastic side			
Patient no.	Age	Sex (Male/Female)	Diagnosis	Spastic side (Left/Right)	Time of since onset of hemiplegia (Months)	BrS (LE)	Hmax Mmax	Hth Mth	Hslp Mslp	Hmax Mmax	Hth Mth	Hslp Mslp
1	53	M	Inf, Put	R	7	IV	25.9	0.88	0.53	102.2	0.80	0.78
2	58	F	Hem, Thal	R	8	III	34.2	0.63	0.65	57.8	0.74	1.97
3	48	M	Hem, Put	R	9	III	45.9	0.71	0.91	79.2	0.69	1.50
4	61	F	Hem, Thal	R	8	V	23.9	0.93	0.09	9.0	0.92	0.13
5	59	M	Inf, BG	R	1	VI	28.8	0.65	0.35	13.6	0.78	0.10
6	53	M	Inf, BG	R	9	III	21.0	1.00	0.28	87.9	1.00	0.79
7	69	F	Inf, BG	L	2	III	13.5	0.57	0.14	22.0	0.73	0.85
8	63	F	Inf, Put	L	2	III	19.1	1.00	0.23	46.4	0.66	1.60
9	48	M	Hem, Thal	R	2	III	54.7	0.73	1.10	52.1	0.70	1.30
10	64	F	Inf, MB	R	7	IV	-	-	-	25.4	0.58	0.63
11	59	M	Inf, IC	R	2	IV	-	-	-	22.2	0.77	0.28
12	71	F	Inf, MCA	R	2	II	-	-	-	11.8	0.94	0.14
13	69	M	Inf, ACA, MCA	R	1	II	-	-	-	17.1	0.77	0.46
14	59	M	Inf, Put	R	3	IV	-	-	-	16.7	0.75	0.44
15	66	M	Inf, ACA, MCA	R	23	V	-	-	-	39.7	0.84	0.55
Mean	60.0						29.7	0.79	0.48	52.2	0.78	1.00
SD	7.2						13.3	0.17	0.35	33.2	0.11	0.65 (n=9)
										40.2	0.78	0.77
										30.0	0.11	0.58 (n=15)

5.3.2 実験方法

a. 実験手順

被験者には、安楽な座位をとらせ、測定側の下肢は固定器具にて固定した。

H反射とM波を一側下肢のヒラメ筋から導出記録し、その後、同一の手順でもう一側下肢で繰り返した。

b. H反射及びM波の計測

H反射とM波の計測には、アキレス腱の約5 cm上のヒラメ筋の筋腹に貼付した1対の表面電極を用いた。電気刺激は、脛骨神経を膝窩部にて、電気刺激装置にて持続時間1 msec、3秒に1回の頻度で施行した。刺激強度はM波の閾値直下の強度から、M波の最大値が得られる強度まで順次あげていき、各刺激強度において、最低5発から7発の電位を計測した。得られた筋電位は、オンラインでパーソナルコンピュータにA/D変換して取り込んだ。

c. データ解析

データ解析は、まず計測したM波とH反射の振幅値より、横軸を刺激強度(M波の閾値を1)、縦軸を振幅値(M波の最大値を100%)とした相対化されたリクルートメントカーブを求めた。得られたリクルートメントカーブから、 H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} 、 H_{slp}/M_{slp} をそれぞれ決定した。

5.4 結果

全被験者の麻痺側、非麻痺側、それぞれの H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} 、 H_{slp}/M_{slp} のデータを表に示す。15 名中、6 名からは非麻痺側の H 反射は導出できなかったが、麻痺側からは全例導出できた。

図 5.3 に痙縮が臨床的に著明に認められる脳卒中患者のリクルートメントカーブの代表例を示す。麻痺側では、非麻痺側に比べ、H 反射、M 波それぞれの slope の間が先広がりになっており、 H_{slp}/M_{slp} は H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} に比べ両側間における差異が著明であった。

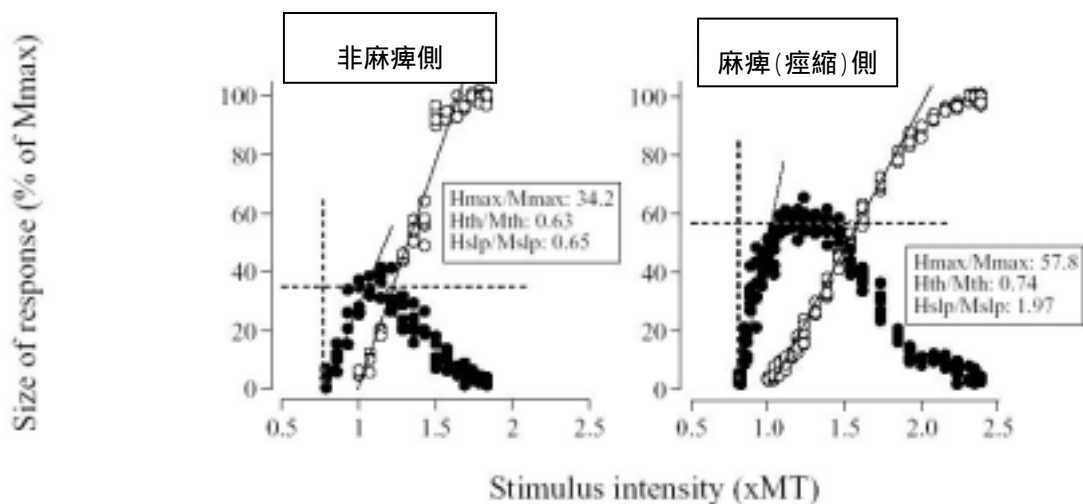


図 5.3 リクルートメントカーブの典型例

Fig.5.3 Typical example of the recruitment curves for the H-reflex and M-response.

さらに、両側から H 反射が導出できた 9 名の各指標の平均を比較すると、図 5.4 に示すとおり H_{slp}/M_{slp} おいてのみ、統計的な有意差が認められた。

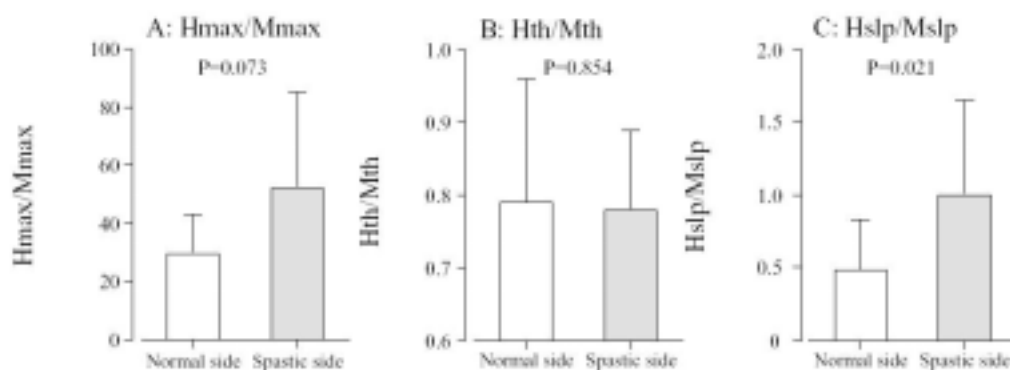


図 5.4 脳卒中患者の麻痺側と非麻痺側における各指標の平均値 (Mean \pm SD)

Fig.5.4 Mean and SD of (A)Hmax/Mmax、 (B)Hth/Mth、 (C)Hslp/Mslp for both the unimpaired and the spastic side of hemiplegic patients.

図 5.5 に、非麻痺側から H 反射が導出できなかった被験者のリクルートメントカーブの代表例を示す。非麻痺側から導出できなかった被験者も、麻痺側からは導出できたが、各指標が示す脊髄運動細胞プールの興奮性は、相対的に低い値であった。

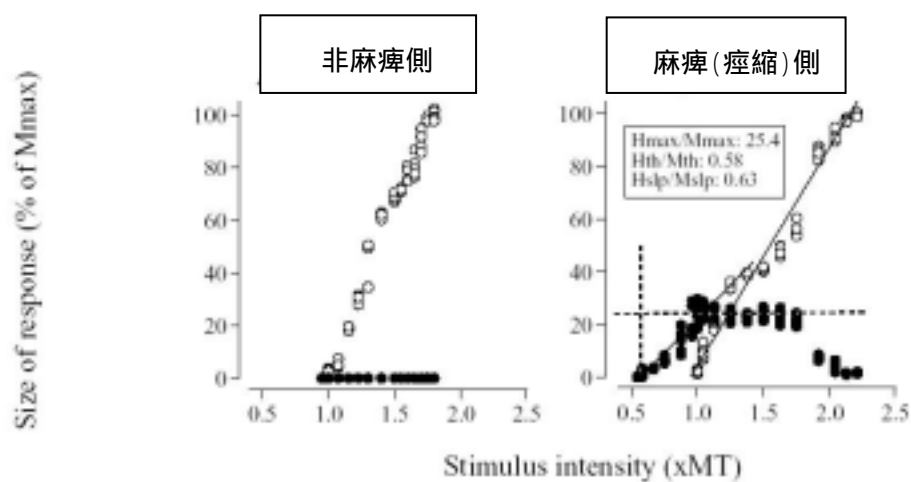


図 5.5 非麻痺側から H 反射 が導出できなかった被験者のリクルートメントカーブの典型例

Fig.5.5 Typical example of the recruitment curves for the H-reflex and M-response in a hemiplegic patient whose the H-reflex could not be evoked.

また、図 5.6 に示すとおり、Hth/Mth は、Brunnstrom stage との間に一定の関係は認められなかったものの、Hslp/Mslp、Hmax/Mmax においては、最も臨床的に痙縮が高いとされている stage が高値を示す傾向にあった。特に Hslp/Mslp は、stage を頂点とする山型を示しており、Brunnstrom stage 別の痙縮の程度と良く対応していた。

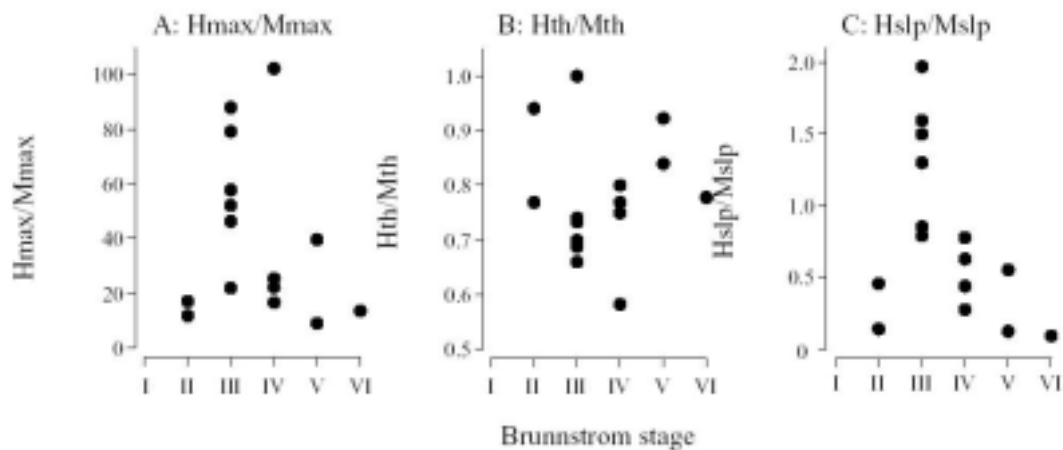


図 5.6 各指標と片麻痺回復段階 (Brunnstrom stage) の関係

Fig.5.6 Relations between each patient ' s Brunnstrom stage and their
(A)Hmax/Mmax, (B)Hth/Mth, (C)Hslp/Mslp.

5.5 考察

本実験における主な結果は、1) 脊髄運動細胞プールの興奮性の患側（麻痺側）と非麻痺側の統計的有意差は、従来の指標である H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} では、認められず H_{slp}/M_{slp} でのみ認められた。2) 15 名中 6 名は、非麻痺側で H 反射が導出できなかったが、患側では導出できた。3) Brunnstrom stage で評価した片麻痺患者の片麻痺回復段階（痙縮の度合い）は、 H_{slp}/M_{slp} とよく一致していた。

近年、痙縮患者の脊髄運動細胞プールの興奮性について検討した報告のほとんどは、健常者との比較である。このように単純な比較にも関わらず、痙縮患者と健常者の脊髄運動細胞プールの興奮性の差異については一定の見解は示されていない [17-21]。このような不一致な結果は、それぞれの研究における脳の損傷の部位やサイズによるとの報告もあるが [17,20,21]。一方で、 H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} といった従来の指標の脊髄運動細胞プールの興奮性の指標としての問題も同時に指摘されている [22,46-49]。

H_{max}/M_{max} は、脊髄運動細胞プール内において Ia 入力によって反射性に発火する全ての脊髄運動細胞に対する割合を示すことになる。しかし、M 波の発生に伴って、活動電位が運動線維上を逆行性に伝導し、順行性に伝導してくる H 反射のための活動電位との間で衝突することによる閉塞現象が生じることから、見かけ上の H_{max} が必ずしも Ia 入力によって反射性に発火する全ての脊髄運動細胞を示しているとは限らないことになる。その点、 H_{slp}/M_{slp} に関しては、反射成分の評価を M 波の閾値前の H 反射振幅で求めているため、閉塞現象の影響は受けていない。また、 H_{th}/M_{th} に関しては、脊髄運動細胞プールの興奮性が高まっていれば当然弱い刺激でも H 反射が出現しやすくなると考えられるため興奮性を表す指標として用いられて来たが、最近では、興奮の指標としての問題点が指摘されている [48,49]。本研究においても、 H_{th}/M_{th} は、脳卒中方麻痺患者の脊髄運動細胞の興奮性を評価することはできなかった。 H_{th}/M_{th} は、脊髄運動細胞プールの興奮性の評価の指標として見直しの時期にきていると思われる。

一方、今回、15 名中 6 名の被験者において、非麻痺側からのみは H 反射が導出でき

なかった。麻痺側だけの各指標の値をみると、各指標とも低値であることから脊髄運動細胞プールの興奮性は低いと判断され、痙縮は存在しないということになる。しかしながら、非麻痺側はH反射が導出できないほど、脊髄運動細胞プールの興奮性が落ちていることから、両側で比較すると、麻痺側が非麻痺側に比べ、脊髄運動細胞プールの興奮性が高まっていることが判断できる。したがって、脳卒中患者の痙縮をH反射法を用いて評価する場合には、両側での比較を行うことが重要であると思われた。

5.6 結論

Hslp/Mslp は、従来からの指標である、Hmax/Max、Hth/Mth に比べ、脳卒中患者と健常者との脊髄運動細胞プールの興奮性の違いを明確に示すことが可能であり、脳卒中片麻痺患者の痙縮評価に有用であることが示唆された。但し、片麻痺患者の場合、非麻痺側においては、非麻痺側から H 反射が導出できない者もいることから、麻痺側のみで評価するのではなく、麻痺側と非麻痺側の両側を比較して検討することが重要であると考えられた。

第 6 章

総括及び今後の課題

本研究では、表面筋電図を対象とした信号解析を、リハビリテーション領域の評価に応用する上での、新しい手法について検討した。

第 3 章では、自己回帰パワースペクトル解析を上腕屈筋群の等尺性収縮時の筋疲労評価に応用し、最大の筋出力が得られる肢位と疲労しにくい肢位は一致しないことを示し、その結果が、リハビリテーション領域において、筋力測定に最適な肢位の決定や、疲労をさけるための動作指導などに役立つことを示した。

第 4 章では、動的筋収縮時の筋疲労評価に連続ウェーブレット変換を応用し、その結果が筋疲労時の表面筋電図の特徴を明確に示すことができたことから、連続ウェーブレット変換が、動的筋収縮時の筋疲労評価において有用性であることを示した。

第 5 章では、H 反射法における従来の指標の持つ問題点を、克服できる可能性のある新指標 H_{slp}/M_{slp} を用いて、脳卒中片麻痺患者の痙縮を安静時脊髓運動細胞の興奮性の観点から評価し、新指標が従来からの指標である H_{max}/M_{max} 、 H_{th}/M_{th} に比べて感受性が高く、また痙縮の臨床的程度ともよく相関することを示した。さらに、脳卒中患者では、非麻痺側の脊髓運動細胞プールの興奮性が低下していることもあるため、H 反射法を用いて痙縮の評価を行う際には、麻痺側のみならず両側の比較検討が必要であ

ることを論じた。

本研究で取り扱った表面筋電図の信号解析の範囲はごく一部にすぎない。本論文の第 3 章、第 4 章で論じた SEMG の周波数解析による筋疲労評価について見ても、近年の工学分野における信号解析の高度化は著しく、今回用いた連続ウェーブレット変換をさらに進化させた解析方法も出てきている。したがって、より新しい方法を継続して SEMG の解析に応用していく努力を続けていく必要があると思われる。また、新しい解析方法の開発だけでなく、臨床現場で働くリハビリテーション従事者にも容易に評価手段として利用できるようなハードやソフトウェアの開発も同時に行っていく必要があるだろう。

また、第 5 章で論じた H 反射法における新指標は、H 反射と M 波の振幅 (amplitude) の刺激強度の増大に対する増加率に着目したものであり、単一波形に着目した検討は、今後の課題として残されている。誘発筋電図の波形は、被験者や実験設定によっても異なっており、その波形のどこかに、臨床生理学的特徴が隠れている可能性も考えられる。したがって、今後 1 発 1 発の波形に着目した検討を行っていく必要があると思われる。その点、本研究でも用いたウェーブレット変換は、局所変化の激しい信号の解析に適しているため、今後 H 反射法においても、ウェーブレット変換を用いた検討を是非行っていきたい。

文献

- [1] 吉田敬義 , 森谷敏夫 : 筋疲労 : 最新運動生理学 - 身体パフォーマンスの科学的基礎 - , 39/55 , 真興交易 , 東京 (1996)
- [2] T. Moritani , M. Muro , A. Nagata : Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue, J Appl Physiol., 60-4, 1179-1185 (1986)
- [3] O. Lippold: The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension, J Physiol, 117, 492/499 (1952)
- [4] C. Orizo, R. Perini, B. Diemont, and A. Veicsteinas: Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man, Eur. J. Appl. Phys., 65-1, 1/7 (1992)
- [5] K. Kogi , T. Hakamada: Slowing of surface electromyogram and muscle strength in muscle fatigue, Rep Inst Sci Labour, 117, 27/41 (1962)
- [6] 佐渡山亜兵 , 菅原徹 : 筋疲労と運動単位 , 臨床神経生理学 , 30-6 , 417/424 (2002)
- [7] T. Moritani , M. Muro , A. Nagata : Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue, J Appl Physiol., 60-4, 1179-1185 (1986)
- [8] 花山耕三 : 表面筋電図による筋疲労の評価 , 総合リハ , 24-5 , 431/434 (1996)
- [9] R. Merletti, M. Knaflitz, C. J. Dulca: Electrically evoked myoelectric signals., CRC Crit. Rev. Biomed. eng., 19, 293/340 (1992)
- [10] S. Karlsson, J. Yu, M. Akay: Time-Frequency Analysis of Myoelectric Signals During Dynamic Contractions. A Comparative Study, IEEE Trans. Biomed. Eng. , BME-47, 228/238(2000)
- [11] S. Karlsson, J. Yu, M. Akay: Enhancement of Spectral Analysis of Myoelectric Signals During Static Contractions Using Wavelet Methods. IEEE Trans. Biomed. Eng. , BME-46, 670/684 (1999)

- [12] 加藤浩 , 神宮司誠也 , 宮崎明雄 , 吉村理 , 新小田 幸一 : 廃用性筋萎縮の表面筋電図周波数解析 - FFT から wavelet 周波数解析へ - , 総合リハ 30-11 , 1025/1036 (2002)
- [13] RW Bohannon, MB Smith: Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. Phys Ther., 67(2):206/207 (1987)
- [14] NJ O'Dwyer, et al: Reflex hyperexcitability and muscle contracture in relation to spastic hypertonia. Curr Opin Neurol 9, 451/455 (1996)
- [15] 関勝 : 痙性片麻痺患者における足関節他動運動時の生体力学的特性に関する研究 . リハ医学 38(4), 259/267 (2001)
- [16] 東登志夫 : 痙縮の病態生理学的メカニズムとその客観的評価 . 理学療法探求 4 , 1/7 (2001)
- [17] JG Boorman, M Hullinger, et al. : Reciprocal Ia inhibition in patients with spinal spasticity. Neurosci Lett. 127, 57/61 (1991)
- [18] 柳沢信夫 , 柴崎浩 : 神経生理学を学ぶ人のために , 75/90 , 医学書院 , 東京 (1990)
- [19] P Ashby, M Verrier, et al. : Segmental reflex pathway in spinal shock and spinal spasticity in man. J neurol Neurosurg Psychiatry 37, 1352/1360 (1974)
- [20] M Faist, V Mazevet, et al. : A quantitative assessment of presynaptic inhibition of Ia afferent in spastics, difference in hemiplegics and paraplegics. Brain 117, 1449/1455 (1996)
- [21] MF Levin, C Hui-Chan: H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity?. J Neurol 240, 63/71 (1993)
- [22] K Funase, K Imanaka, et al.: The threshold of the soleus H-reflex is less sensitive to the change in excitability of the motoneuron pool during plantarflexion or dorsiflexion in man. Eur J Appl Physiol 69, 21/25 (1994)
- [23] H Morita, M Sindo, et al.: Neuromuscular response in man to repetitive. Muscle Nerve 16, 648/654 (1993)
- [24] 沖田実 , 東登志夫 , 井口茂 ・ 他 : 膝伸展位における大腿四頭筋の等尺性収縮運動に関する一考察 - 運動肢位の違いが筋出力 , 及び筋疲労に及ぼす影響 - . 理学療法科学

11:27/31 (1996)

[25] Marshall RN, Mazur SM, Taylor NA: Three-dimensional surfaces for human muscle kinetics. *Eur J Appl Physiol* 61, 263/270 (1990)

[26] 山田茂, 福永哲夫編著: 骨格筋 - 運動による機能と形態の変化 - .1/28, ナップ, 東京(1997)

[27] 日野幹雄: スペクトル解析 . 190/191, 朝倉書店, 東京 (1992)

[28] 石川康宏: 臨床医学のためのウェーブレット解析 . 348/357, 医学出版 (2000)

[29] R Bechtel, et al.: The Influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow. *J Electromyogr. Kinesiol* 4, 195/204 (1994)

[30] JS Petrofsky, CA Phillips: The effect of elbow on the isometric strength and endurance of the elbow flexors in man and woman. *J Hum Ergol* 9, 125/131 (1980)

[31] N Tsunoda, F O'Hagan, et al.: Elbow flexion strength curves in untrained men and women and male bodybuilders. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 66, 235/239 (1993)

[32] 中村隆一・他: 基礎運動学第5版 . 31/37, 医歯薬出版, 東京 (2000)

[33] T Uchiyama, T Bessho, K Akazawa: Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. *J Biomech* 31, 545/554 (1998)

[34] B Gerdle, AR Fugl-Meyer: Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units?. *Acta Physiol Scand* 145, 129/138 (1992)

[35] JR Doud, JM Walsh: Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 35, 331/339 (1995)

[36] NK Mamaghani, Shimomura Y, Iwanaga K, et al.: Changes in surface EMG and acoustic myogram parameters during static fatiguing contractions until exhaustion: Influence of elbow joint angles. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 20,

131/140 (2001)

[37] A Yoshida, Y Ohue, H Ishikawa: Diagnosis of tooth surface failure by wavelet transform of dynamic characteristics, *Tribology International* 33, 273-279 (2000)

[38] M Cowling and R Sitte: Comparison of techniques for environmental sound recognition, *Pattern Recognition Letters* 24-15, 2895/2907 (2003)

[39] J Xue, A Pizurica, W Philips, et.al.: An integrated method of adaptive enhancement for unsupervised segmentation of MRI brain images, *Pattern Recognition Letters* 24-15, 2549-2560 (2003)

[40] V Tschanner: Time-frequency and principal- component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12, 479/492 (2002)

[41] G Olmo, F Laterza, L Presti: Matched wavelet approach in stretching analysis of electrically evoked surface EMG signal, *Signal Processing* 80, 671/684 (2000)

[42] M Sato, S. Tsuruma: A scope of the frequency analysis of the electromyogram, *Ann. Rep. Phys. Educ* 1, 7/28 (1967)

[43] T Mortimer, R. Magnusson, I. Petersen: Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum, *Am. J. Physiol* 219, 1324/1329 (1970)

[44] 永田晟 : 筋と筋力の科学 , 129/172 , 不味堂出版 , 東京 (1984)

[45] S Brunnstrom: Movement therapy in hemiplegia. Harper & Row, New York (1970)

[46] K Funase, K Imanaka, Y Nishihira. Excitability of the soleus motoneuron pool revealed by the developmental slope of the H-reflex as reflex gain. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 34, 477/489 (1994)

[47] K Funase, T Higashi, et al.: Evident difference in the excitability of the motoneuron pool between normal subjects and patients with spasticity assessed by a new method using H-reflex and M response. *Neurosci Lett* 203, 127/130 (1996)

[48] C Crone, H Hultborn, et al. : Sensitivity of monosynaptic test reflex to facilitation and

inhibition as a function of the test reflex size: a study in man and the cat. *Exp Brain Res* 81, 35/45 (1990)

[49] K Funase , K Imanaka, Y Nishihira: Inhibition of the soleus H-reflex during dorsiflexion is dependent on individual differences in maximal soleus H-reflex as a test reflex. *Percept Mot Skills* 82, 403/410 (1996)

記号一覧

$f(t)$: 時間信号

ω : 周波数

$F(\omega)$: $f(t)$ のフーリエ変換

b : 時間軸上のシフト量

$w(t)$: 窓関数

$w_a(t)$: 時間軸上のガウス関数

$x(n)$: 定常確立過程。 N は離散時間の順番。

$x^*(n)$: $x(n)$ の複素共役数

$E[\]$: 期待値を計算する処理

$r_x(k,l)$: $x(n)$ の自己相関

$r_x(k)$: $x(n)$ の自己相関

$r_{xy}(k,l)$: $x(n)$ と $y(n)$ の相互相関

$\underline{P}_x(e^{j\omega})$: $x(n)$ のパワースペクトル

$T[\]$: 線形シフト普遍システム (LSI)

$\delta(n)$: インパルス

$h(n)$: システムの応答

$x(n)$: LSI への入力系列

$y(n)$: LSI への出力系列

$a(k)$: フィルターの係数

$b(k)$: フィルターの係数

$H(e^{j\omega})$: フィルターの周波数応答

$*$: コンボリューション

$X(z)$: $x(n)$ を z 変換したもの

$H(z)$: $h(n)$ を z 変換したもの

$b_q(k)$: オーダー q のフィルター係数

$a_p(k)$: オーダー p のフィルター係数

$v(n)$: 白色雑音系列

δ_v^2 : $v(n)$ の分散値

$\Psi(t)$: マザーウェーブレット

$(Wf)^\wedge(b,a)$: 連続ウェーブレット変換

a : スケール・パラメータ

b : シフト・パラメータ

p : 有意水準

w_{ij} : ウェーブレット係数

T_w : スカログラムの和

$P(j)$: 第 j スケール帯でのスカログラムの和

省略語一覧

EMG : electromyography

SEMG : surface EMG

FFT : fast Fourier transform

MPF : mean power frequency (平均周波数)

MVC : maximum voluntary contraction (最大随意収縮)

Hmax : H 反射の最大値

Mmax : M 波の最大値

Hth : H 反射の閾値

Mth : M 波の閾値

STFT : short time Fourier transform

DTFT : discrete-time Fourier transform

LST : linear shift-invariant

FIR : finite length impulse response

ARMA(p,q) : auto regression moving average process of order(p,q)

AR : auto regression process of order p

MA : moving average process of order q

MDPF : median power frequency

MEPF : mean power frequency

CWT : continuous wavelet transform

IMF : instantanuous mean frequency

IMDF : instantanuous median frequency

Mslp : M波の増加率 (slope)

Hslp : H 反射の増加率 (slope)

謝辞

本研究の遂行にあたり終始熱心にご指導いただきました、理工学部 野口義夫教授に心から感謝いたします。また、本研究に際し、ご支援ならびにご協力いただきました理工学部 徳島尚生助手に心から感謝いたします。

長崎大学医学部保健学科船瀬広三教授には、本研究にあたり、ご助言、ご指導をいただきました。心より感謝いたします。

研究発表

査読付き論文

- 1 . 東登志夫 , 鶴崎俊哉 , 徳島尚生 , 野口義夫 : 動的運動時の筋疲労評価における連続ウェーブレット変換の有用性 . 生体医工学 42(4) : 230-235(2004)
- 2 . Funase K, **Higashi T**, Sakakibara A, Ogahara K, Iwanaga R: Difference of posture-related modulation of H-reflex between forearm and leg muscle. Advances in Exercise and Sports Physiology, 10: 85-92(2004)
- 3 . 東登志夫 , 鶴崎俊哉 , 船瀬広三 , 沖田実 , 岩永竜一郎 , 野口義夫 : 等尺性収縮時における肘関節角度が肘関節屈筋群の筋疲労と筋出力に及ぼす影響 . 理学療法科学 19(2) : 121-125(2004)
- 4 . Funase K, **Higashi T**, Sakakibara A, Tanaka K, Takemochi K, Ogahara K, Iwanaga R: Neural mechanism underlying the H-reflex inhibition during static muscle stretching. Advances in Exercise and Sports Physiology, 9: 119-127, 2003
- 5 . 岩永竜一郎 , 船瀬広三 , 東 登志夫 : 随伴性陰性変動 (CNV) 解消過程の発達的变化と4種の認知検査のスコアとの関係 . 長崎大学医学部保健学科紀要, 16 (2) : 97-102, 2003
- 6 . 岩永竜一郎 , 船瀬広三 , 東登志夫 : CNV 解消過程における成人 - 児童間の違い - P300の発達的变化との関係 - . 長崎大学医学部保健学科紀要 16(1) : 19-23 , 2003
- 7 . 岩永竜一郎 , 東登志夫 , 川崎千里 , 吉村俊朗 , 土田玲子 : 低速回転刺激後と高速回転刺激後における自律神経反応の違い . 感覚統合障害研究 9 : 65-69 , 2002
- 8 . 稲田剛久 , 船越浩志 , 東 登志夫 , 榊原 淳 , 大城昌平 , 船瀬広三 : 足関節底屈・背屈による対側ヒラメ筋運動ニューロン興奮性への促通効果 . 理学療法学 29 : 123-127, 2002 .
- 9 . 東登志夫 , 船瀬広三 : 痙縮の病態生理学的メカニズムとその客観的評価 . 理学療法探求 4 : 1-77 , 2001 .
- 10 . 田平隆行 , 草野加奈 , 東 登志夫 , 榊原 淳 , 船瀬広三 : 遠隔筋収縮が運動野錐体路ニューロン興奮性に及ぼす影響 - 促通手技の理論的根拠に関する基礎的研究 - . 作業療法

20(5) : 465-471 , 2001 .

1 1 . K .Funase, **T Higashi**, A.Sakakibara, K imanaka, Y Nishihira, T. S. Miles: Patterns of muscle activation in human hopping.European Journal of Applied Physiology 84: 503-509, 2001.

1 2 . **T Higashi**, K Funase, K Kusano, T Tabira, N Harada, A Sakakibara, T Yoshimura: Motoneuron excitability of hemiplegic patients and their stage of recovery assessed by the Hslp/Mslp. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 82: 1604-1611, 2001.

1 3 . 榊原 淳, **東 登志夫**, 船瀬広三, 田平隆行, 坂井憲太郎 : 遠隔筋収縮による運動細胞興奮性の促通効果 - 収縮強度および収縮側による違い - . 作業療法 20(1) : 45-51 , 2001 .

口述発表

1 . Tsurusaki T, **Higashi T**, Noguchi Y: Changes surface electromyogram signal during childhood gait development. XIII WCPT, 2003, Spain.

2 . **東登志夫**, 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫 : 表面筋電図の wavelet 変換による反復動作時の筋疲労評価 . 第 16 回作業療法学基礎研究会学術大会 , 2003 , 北九州 .

3 . 榊原 淳, **東 登志夫**, 小河原格也, 船瀬広三 : 立位および膝立ち位におけるヒラメ筋 H 反射の抑制について . 第 37 回日本作業療法学会 , 2003 , 北九州 .

4 . 永瀬真介, 平田恭子, 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫, **東登志夫** : Wavelet 変換を使用した体幹筋群表面筋電図の検討 . 第 回日本理学療法学会 , 2003 , 信州 .

5 . 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫, **東登志夫** : 小児の歩行発達における表面筋電図の変化 . 日本 ME 学会九州支部学術講演会 , 2003 , 福岡 .

6 . **東登志夫**, 鶴崎俊哉, 徳島尚生, 野口義夫 : Wavelet 変換による時間周波数解析を用いた筋疲労の評価 . 日本 ME 学会九州支部学術講演会 , 2003 , 福岡 .

7 . 船瀬広三, **東 登志夫**, 岩永竜一郎, 榊原 淳 : 静的筋ストレッチによる H 反射抑制機序について . 第 10 回日本運動生理学会 , 2002 , 筑波

8 . **Higashi T**, Funase K, Kusano K, Nagao T, Sakakibara A, Yoshimura T: Motoneuron pool excitability of the hemiplegic patients assessed by the Hslp/ Mslp. XIII WFOT World Congress of

Occupational Therapist, 2002, Stockholm, Sweden

9 . Sakakibara A, Funase K, **Higashi T**, Nagao T, Tabira T: Facilitation of the motoneuron excitability induced by remote muscle contraction. XIII WFOT World Congress of Occupational Therapist, 2002, Stockholm, Sweden

10 . 榊原 淳, 東 登志夫, 船瀬広三, 長尾哲男, 矢野陽子: 一過性筋伸張による H 反射抑制に対する Post-activation Depression の関与について . 第 36 回日本作業療法学会, 2002, 広島

11 . 東 登志夫, 船瀬広三, 長尾哲男, 榊原 淳, 橋詰 真弓, 村上奈津江: 下腿三頭筋の持続的伸張中におけるヒラメ筋 H 反射振幅の経時的変化 . 第 36 回日本作業療法学会, 2002, 広島

12 . Funase K, **Higashi T**, Sakakibara A, Yanao R: Posture-related modulation of H-reflexes in arm and leg muscles in normal and hemiplegic subjects. XXXIV IUPS Official Satellite Meeting, "Movement and Sensation", 2001, Cairns, Australia